

Titre: Reconstruction simplifiée du tronc pour le traitement de la scoliose idiopathique par corset
Title: idiopathic scoliosis treatment by corset

Auteur: Rany Pea
Author:

Date: 2017

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Pea, R. (2017). Reconstruction simplifiée du tronc pour le traitement de la scoliose idiopathique par corset [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/2696/>
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/2696/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, & Jean Dansereau
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

RECONSTRUCTION SIMPLIFIÉE DU TRONC POUR LE TRAITEMENT DE LA
SCOLIOSE IDIOPATHIQUE PAR CORSET

RANY PEA

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AOÛT 2017

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

RECONSTRUCTION SIMPLIFIÉE DU TRONC POUR LE TRAITEMENT DE LA
SCOLIOSE IDIOPATHIQUE PAR CORSET

présenté par : PEA Rany

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

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

M. RAISON Maxime, Ph. D., président

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

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

M LABELLE Hubert, MD, membre

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon superviseur pour ce projet et mentor Carl-Éric Aubin qui m'a confié ce projet. Je suis reconnaissante de la confiance qu'il m'a accordée, du soutien et des conseils prodigués tout au long de ce projet. Sa rigueur et son énergie sont pour moi une grande source de motivation. Je voudrais également remercier mon codirecteur Jean Dansereau pour sa contribution et son expertise scientifique. Merci pour le temps accordé pour ce projet et les commentaires qui ont poussé mes réflexions.

Je voulais remercier Christiane Caouette et Nikita Cobetto pour leur générosité, leur patience et leur collaboration scientifique. Je tiens également à remercier Christian Bellefleur et Nathalie Bourassa pour les aides et connaissances techniques.

Je remercie Julien Clin qui a débuté et apporté les bases de ce projet.

Un grand merci à mes collègues et amis du laboratoire pour leur soutien moral, les amitiés et les discussions. Un merci spécial à Sarah Dupuis et Laure Boyer avec qui j'ai partagé de nombreuses séances d'écriture.

Merci au CRSNG et au programme de Chaires de recherche du Canada d'avoir subventionné ce projet de recherche.

Merci à ma famille qui m'a toujours encouragée et qui me motive à me dépasser.

Enfin, merci à Bertrand Camus avec qui je partage mon quotidien. Tes encouragements, ton humour et ton amour ont fait la différence.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin qui apparaît lors de la croissance. Des déformations de la colonne vertébrale avec des courbes de 10° ou plus nécessitant un suivi ou un traitement affectent 0,23 % de la population. L'incidence est plus élevée chez les filles. Pour les patients en croissance avec des courbes entre 25° et 45°, le traitement prescrit habituellement est le corset orthopédique. En Amérique du Nord, le type le plus utilisé est le corset de Boston. Autrefois fabriqué avec des moules de plâtre, la production du corset a fortement été améliorée par l'ajout de technologies permettant la conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Ces nouvelles techniques de production incluent entre autres l'acquisition numérique de la forme externe du tronc du patient par topographie de surface et la modification de celle-ci à l'aide de logiciels de CFAO destinés à la fabrication d'orthèses. La conception des corsets repose par contre sur des processus empiriques et, de manière générale, les spécialistes n'arrivent pas à un consensus sur le design optimal.

Afin d'améliorer l'efficacité du corset par la vérification de son effet immédiat avant que celui-ci ne soit fabriqué et porté par le patient, un outil de simulation exploitant une méthode de simulation par éléments finis des corrections du corset sur le tronc du patient a été développé. Plusieurs travaux de recherche utilisant cet outil de simulation ont été réalisés par le groupe du CHU Sainte-Justine et de l'École Polytechnique. Les résultats d'une étude clinique ont montré que la méthode de simulation du corset prédisait avec une précision de 5° d'angle de Cobb les corrections obtenues avec les corsets fabriqués par CFAO portés par les patients. Récemment, une étude par essai randomisé contrôlé a montré que l'ajout des simulations numériques par éléments finis du corset au processus de conception et fabrication assistées par ordinateur permettait d'obtenir des corsets plus légers et offrant une meilleure correction.

L'outil de simulation requiert une reconstruction personnalisée du tronc du patient dont la modélisation des structures osseuses internes est obtenue minimalement à partir de radiographies coronale et latérale calibrées du patient. Cependant, plusieurs centres n'effectuent pas de calibrage des radiographies ou n'effectuent pas de radiographie latérale, ce qui limite l'utilisation de l'outil de simulation.

Pour répondre à ce besoin, le présent projet de maîtrise vise à développer une méthode de reconstruction 3D simplifiée du tronc de patient avec uniquement une radiographie postéro-antérieure et un scan de surface du tronc. Les différences de mesures d'indices cliniques ont été obtenues avant et après simulation de l'installation du corset sur le modèle éléments finis du tronc reconstruit avec la méthode simplifiée et celui obtenu avec la méthode de référence qui incluait une radiographie latérale.

Une méthode de reconstruction (*UneRx*) a été développée à partir d'une radiographie coronale, d'un scan de la géométrie de surface du tronc et un modèle 3D déformable de rachis et bassin provenant d'une banque de modèles de patients déjà reconstruits. Ce modèle déformable est krigé à partir des informations extraites de la radiographie coronale du patient mise à l'échelle grâce au scan de surface du tronc. La forme de la colonne vertébrale dans le plan sagittal est modifiée et personnalisée aux courbures de la géométrie externe du tronc en déplaçant des vertèbres en conséquence. Puis, la cage thoracique est reconstruite grâce à des points identifiés sur la radiographie et le volume de celle-ci est estimé à l'aide du scan de surface. Les modèles géométriques de colonne vertébrale, du bassin, de la cage thoracique et les tissus mous internes et externes sont transférés dans un modèle par éléments finis déjà existant au laboratoire.

Un corset a ensuite été modélisé de manière rationnelle en utilisant le modèle éléments finis du tronc personnalisé au patient. Des déplacements sont appliqués aux vertèbres du modèle dans le plan coronal afin de corriger les courbures scoliotiques. Puisque les structures internes et externes sont reliées mécaniquement : la modification des géométries des structures internes (colonne vertébrale et côtes) déforme les tissus mous et engendre une modification cohérente de la géométrie externe (peau). Cette géométrie externe modifiée du tronc est la forme de base avec laquelle un corset est modélisé. Ensuite, la géométrie modifiée du tronc est importée dans un logiciel de CFAO de conception d'orthèses, où les zones des appuis et les zones d'expansion sont accentuées, les ouvertures sont créées et les emplacements des courroies sont ajoutés. La forme du corset est ensuite utilisée dans le modèle éléments finis du patient dont la géométrie a été obtenue avec la nouvelle méthode *UneRx*.

Les reconstructions de 10 patients ont été effectuées avec la méthode *UneRx* et comparées aux reconstructions de ces mêmes patients avec la méthode de référence. Des différences moyennes de $1,4^\circ$ et $1,7^\circ$ sont obtenues pour les angles de Cobb thoracique et lombaire. Pour les courbures

sagittales, les différences sont de $2,6^\circ$ pour la cyphose et $5,5^\circ$ pour la lordose. Des comparaisons statistiques effectuées sur les modèles géométriques reconstruits avec la méthode *UneRx* et avec la méthode de référence montrent une différence moyenne de 4,5 mm et un écart-type de 5,6 mm. Ces mesures ont été prises entre les centres des plateaux supérieurs des vertèbres T1 à S1 dans le plan coronal.

La comparaison des résultats après simulation du corset sur les modèles reconstruits avec la méthode de référence et *UneRx* montrent une différence moyenne absolue de $2,8^\circ$ et $2,4^\circ$ pour les angles de Cobb thoracique et lombaire. Dans le plan sagittal, les différences moyennes sont de $3,5^\circ$ pour la cyphose et $5,4^\circ$ pour la lordose.

Ces premiers résultats montrent la faisabilité d'obtenir une reconstruction 3D de la colonne vertébrale, la cage thoracique et du bassin à partir d'une radiographie coronale et d'un scan de surface de la géométrie externe du tronc du patient. De plus, les reconstructions 3D issues de la nouvelle méthode de reconstruction peuvent être utilisées pour concevoir et simuler des corsets pour le traitement de la scoliose avec une précision acceptable. La méthode développée peut être utilisée comme méthode de reconstruction 3D alternative afin d'effectuer des simulations de corsets lorsque la radiographie sagittale n'est pas disponible.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (SIA) is a three-dimensional deformity of the spine, rib cage and pelvis occurring during growth. 0.23% of the population, mostly girls, is affected by progressing spinal curves of 10° or more. For growing patients with curves between 25° and 45 °, orthopedic brace is the treatment usually prescribed. In North America, the most common type is the Boston brace. Formerly made from plaster molds, the braces' production efficiency has been greatly improved by adding computer-aided design and manufacturing (CAD / CAM) technologies. These new production techniques include the numerical acquisition of the external shape of the patient's trunk and the modification of the latter with a CAD / CAM software for orthosis production. However, braces' design is the result of an empirical process and, in general, experts do not reach a consensus on the optimal design.

In order to improve the effectiveness of the brace by testing its immediate effect before being manufactured and worn by the patient, a simulation tool using a finite element simulation method of the installation of the brace on a personalized patient's trunk model was developed. Several research studies using this simulation tool were done by the CHU Sainte-Justine and Polytechnique group. Results of a clinical study showed that the brace simulation method predicted corrections obtained with the brace made by CAD/CAM and worn by the patient within 5° Cobb angle accuracy. Recently, a randomized controlled trial study demonstrated that adding finite element numerical simulations to computer-aided design and fabrication process provided lighter braces and achieved better correction by the brace.

The simulation tool requires a personalized reconstruction of the patient's trunk which the internal bone structures' modeling is obtained minimally from a coronal and a lateral calibrated X-rays of the patient. However, several healthcare centers do not calibrate the radiographs or do not perform lateral X-rays, which limits the use of the simulation tool.

To undertake this need, the aim of this Master's project was to develop a simplified 3D reconstruction method of the patient's trunk with only a postero-anterior radiograph and a trunk surface scan. Clinical measurements differences were obtained before and after simulation of the installation of the brace on the finite elements model reconstructed with the simplified method and obtained with the reference method which included a lateral X-ray.

A reconstruction method (Single X-ray method) was developed using a coronal X-ray, a geometry of the trunk's surface and a deformable 3D model of the spine and pelvis from a database of patients already reconstructed. This deformable model was kriged based on the information extracted from the patient's coronal X-ray scaled with the trunk surface scan. The shape of the spine in the sagittal plane was modified and customized to the curvatures of the external geometry of the trunk by moving vertebrae accordingly. The rib cage was then reconstructed using points identified on the radiograph and the volume of the rib was estimated using the surface scan. The geometric model of the spine, pelvis, rib cage and internal and external soft tissues were transferred to a finite element model.

The reconstructions of 10 patients were performed with the Single X-ray method and compared to the reconstructions of the same patients built with the reference method. Mean differences of 1.4 ° and 1.7 ° were obtained for thoracic and lumbar Cobb angles. For sagittal curves, the differences were 2.6 ° for kyphosis and 5.5 ° for lordosis. Statistical comparisons of the reconstructed models with the Single X-ray method and the reference method showed an average difference of 4.5 mm and a standard deviation of 5.6 mm. These measurements were taken between endplates centers of T1 to S1 in the coronal plane.

Comparisons of the results after simulation of the brace with models reconstructed with the reference method and the Single X-ray method showed an absolute mean difference of 2.8 ° and 2.4° for thoracic and lumbar Cobb angles. In the sagittal plane, mean differences were 3.5 ° for kyphosis and 5.4 ° for lordosis.

These first results show the feasibility to obtain a 3D reconstruction of the spine, rib cage and pelvis from a coronal X-ray and a patient's trunk surface scan. Furthermore, 3D reconstructions from this novel method can be used to design and simulate braces for scoliosis treatment with an acceptable accuracy. The developed method can be used as an alternative 3D reconstruction method to perform braces simulations when a sagittal X-ray is not available.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT.....	VII
TABLE DES MATIÈRES	IX
LISTE DES TABLEAUX.....	XII
LISTE DES FIGURES.....	XIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVII
LISTE DES ANNEXES.....	XVIII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain	4
2.1.1 Plans de référence anatomiques	4
2.1.2 La colonne vertébrale	5
2.1.3 La cage thoracique et le bassin.....	8
2.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent.....	10
2.2.1 Définition et description.....	10
2.2.2 Mesures des déformations	11
2.3 Traitement par corset orthopédique.....	15
2.3.1 Corset de Boston	16
2.3.2 Biomécanique de fonctionnement du corset	17
2.3.3 Limites du traitement par corset sur le mouvement	18
2.3.4 Méthode de conception et fabrication des corsets.....	19
2.4 Techniques de modélisation du tronc et simulation du traitement par corset	21

2.4.1 Méthode DLT et autocalibrage	21
2.4.2 Méthode avec Spine3D et NewSpine3D	24
2.4.3 Méthode avec EOS.....	24
2.4.4 Méthodes de reconstruction 3D à partir d'une radiographie.....	25
2.4.5 Méthodes d'acquisition de la topographie de surface et recalage	25
2.4.6 Modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin	28
2.4.7 Simulation du traitement par corset et optimisation.....	29
CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS.....	33
CHAPITRE 4 RECONSTRUCTION SIMPLIFIÉE DU TRONC POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE PAR CORSET	35
4.1 Présentation de l'article	35
4.2 Article 1 : Computer-Assisted Design and Finite Element Simulation of Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis using a Coronal Plane Radiograph and Surface Topography	35
4.2.1 Abstract	36
4.2.2 Introduction	36
4.2.3 Methods	37
4.2.4 Results	42
4.2.5 Discussion	45
4.2.6 Conclusion.....	46
4.2.7 Reference.....	46
4.3 Détails sur la méthode de reconstruction UneRx et résultats complémentaires	51
4.3.1 Détails sur la méthode : Ajustement des vertèbres dans le plan sagittal	51

4.3.2 Détails sur la méthode : Modélisation du bassin.....	52
4.3.3 Détails sur la méthode : Modélisation des côtes	54
4.3.4 Résultats complémentaires : Comparaison des hauteurs verticales des rachis	57
4.3.5 Étude de sensibilité 1 : Choix du nombre de vertèbres à déplacer pour l'ajustement du profil sagittal	58
4.3.6 Étude de sensibilité 2 : Effet de la méthode de reconstruction de la cage thoracique sur les simulations	60
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE	64
CHAPITRE 6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	70
BIBLIOGRAPHIE	72
ANNEXES.....	83

LISTE DES TABLEAUX

Table 4-1 Patients coronal and sagittal profiles; a- kyphosis was measured between T2 and T12 (normal values between 10° and 40°) ; b- lordosis was measured between T12 and L5 (normal values between 40° and 60°)	39
Table 4-2 Computed analytical angles (in degrees) of the 3D reconstructed spine built with the reference and Single X-ray methods	43
Table 4-3 Computed analytical angles (in degrees) of the 3D reconstructed spine built with the reference and One X-ray methods and simulated brace correction	44
Tableau 4-4 Hauteurs en mm du rachis de T1 à S1 pour les modèles reconstruits avec la méthode de référence et la méthode UneRx	57
Tableau 4-5 Comparaison des profondeurs et largeurs des modèles de cages thoraciques reconstruites avec la méthode de référence et la méthode UneRx	62

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 Plans anatomiques et axes (Adaptée et tirée de https://www.boundless.com/physiology/)	4
Figure 2-2 Système de coordonnées global du rachis	5
Figure 2-3 Profil sagittal rachidien. (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	6
Figure 2-4 Anatomie d'une vertèbre lombaire (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	6
Figure 2-5 Emboîtement des vertèbres thoraciques dans la vue sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	7
Figure 2-6 Anatomie du disque intervertébral, a) vue du dessus b) en coupe sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	8
Figure 2-7 Anatomie de la cage thoracique a) vue coronale et b) sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	9
Figure 2-8 Anatomie d'une côte a) vue du dessus et b) vue de derrière (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	9
Figure 2-9 Anatomie du bassin a) bassin vue de face b) os illiaque vue sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de http://www.bartleby.com)	10
Figure 2-10 Schématisation du principe de Hueter-Volkmann (Inspirée de Day et al. (2008))	11
Figure 2-11 Test de flexion d'Adams et mesure avec un scoliomètre (Tirée de Spinal deformity study group radiographic measurement manual (O'Brien et al., 2008))	12
Figure 2-12 Régions des angles de Cobb (Adaptée et tirée de Spinal deformity study group radiographic measurement manual (O'Brien et al., 2008)).....	13
Figure 2-13 Angle de Cobb (a) mesuré cliniquement sur une radiographie PA (b) calculé de manière analytique d'une reconstruction 3D	14
Figure 2-14 Orientations des plans de courbure maximale par rapport au plan sagittal a) Vue du dessus b) Schématisation avec la représentation da Vinci	15

Figure 2-15 Corset de Bston (Tirée et modifiée de Reference manual for the Boston scoliosis brace (Emans et al., 2003))	16
Figure 2-16 Technique traditionnelle de la fabrication de corset a) Moulage de la forme du tronc patient b) Obtention du négatif par plâtre b) Rectification manuelle du négatif (Tirée de Raux, Kohler, Garin, Cunin, et Abelin-Genevois (2014)).....	19
Figure 2-17 Fabrication du négatif du corset par FAO (Tirée de Raux et al. (2014))	20
Figure 2-18 Obtention de la forme du tronc du patient par méthode optique (Tirée de Raux et al. (2014)).....	20
Figure 2-19 Système de prise de radiographies avec les objets de calibration (Tirée de Cheriet et al. (1999))	22
Figure 2-20 Modèle géométrique filaire et avec rendu réaliste obtenu par krigeage (Tiré de Delorme et al. (2003))	23
Figure 2-21 Technique d'acquisition de surface par le faisceau laser (Adaptée et tirée de http://www.techbriefs.com).....	26
Figure 2-22 (a) Système d'acquisition de caméras (b) Acquisition de la surface du patient avec projection de franges de lumière (Tirée de Cheriet, Song, Debanné, Dionne, et Labelle (2010)	27
Figure 2-23 Recalage des géométries interne et externe obtenues avec différentes modalités (Tirée de Cobetto et al. (2014)).....	28
Figure 2-24 MÉF de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin avec la peau (Tirée de Clin, Aubin, Parent, et al. (2010))	29
Figure 2-25 a) Simulation de l'installation du corset b) Courbures spinales dans les vues coronale et sagittale c) Pressions appliquées par le corset.....	31
Figure 4-1 Steps to build the spine and pelvis models. A- Patient's coronal X-ray and external surface scan and 3D deformable model of a spine and pelvis from a database; B– Scaling and mapping of the X-ray, surface scan and of the 3D deformable model; C– Sagittal adjustment of the spine and pelvis models	49

Figure 4-2 Steps to build the rib cage model. A–Control points selected on each rib of the coronal X-ray and projection onto the sagittal plane using the surface and soft tissue thickness considerations; B–completed personalized patient trunk 3D geometry.....	49
Figure 4-3 Computed 3D reconstruction of the spine curve (blue) and Simulated in brace correction (red) and computed Cobb angles.....	50
Figure 4-4 A) Distance entre les apophyses épineuses et le scan de surface avant l'ajustement du profil sagittal B) Déplacements calculés à appliquer aux vertèbres afin de les rapprocher ou éloigner de la surface externe du dos C) Distance entre les apophyses épineuses et le scan de surface après l'ajustement du profil sagittal.....	52
Figure 4-5 Points de contrôle pour le krigeage du bassin	53
Figure 4-6 Reconstruction UneRx sans et avec rotation du bassin de 20° dans le sens horaire	54
Figure 4-7 Modélisation des côtes A) Sélection des points de contrôle sur la radiographie PA B) Projection des points sur le scan de surface et ajustements de la profondeur (côte droite seulement)	56
Figure 4-8 Courbures spinales dans le plan sagittal comparant la reconstruction de référence et les reconstructions UneRx avec déplacements de 2, 3, 4 et 5 vertèbres.....	59
Figure 4-9 Courbures spinales dans le plan sagittal comparant la reconstruction de référence et la reconstruction UneRx avec déplacements de 2 vertèbres, 3 vertèbres (T1, apex thoracique que apex lombaire).....	60
Figure 4-10 Mesures de la gibbosité aux côtes de la vertèbre apicale des modèles reconstruits avec A) la méthode de référence B) la méthode UneRx	61
Figure 4-11 Courbures spinales après simulation du corset pour modèles de cage thoracique obtenus avec la méthode de reconstruction de référence (rouge) et UneRx (vert)	63
Figure A-1 Patient 1 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset ••••; après simulation du corset •••••)	84

Figure A-2 Patient 2 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	85
Figure A-3 Patient 3 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	86
Figure A-4 Patient 4 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	87
Figure A-5 Patient 5 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	88
Figure A-6 Patient 6 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	89
Figure A-7 Patient 7 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	90
Figure A-8 Patient 8 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	91
Figure A-9 Patient 9 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	92
Figure A-10 Patient 10 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---; après simulation du corset •---•)	93

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

La liste des sigles et abréviations présente, dans l'ordre alphabétique, les sigles et abréviations utilisés dans le mémoire ou la thèse ainsi que leur signification.

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions, tridimensionnel
C1 à C7	Première à la septième vertèbre cervicale
CFAO	Conception et fabrication assistées par ordinateur
CT-scan	Computed tomography, tomodensitométrie
DLT	Direct Linear Transform
IRM	Imagerie par résonnance magnétique
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire
MÉF	Modèle éléments finis
PA	Postéro-antérieur
PA0	Radiographie postéro-antérieure à 0°
PA20	Radiographie postéro-antérieure à 20°
LAT	Latéral
T1 à T12	Première à la douzième vertèbre thoracique
TLSO	Orthèse thoraco-lombo-sacrée
S1 à S5	Première à la cinquième vertèbre sacrale
SIA	Scoliose idiopathique adolescente
<i>UneRx</i>	Méthode de reconstruction avec une radiographie coronale et un scan de surface

LISTE DES ANNEXES

Annexe A - Reconstructions obtenues avec la méthode Une Rx et résultats de simulations des corsets.....	83
---	----

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La scoliose est une pathologie musculosquelettique qui crée une torsion de la colonne vertébrale, la déformant dans les trois plans. Pour les courbes entre 25 et 45°, le traitement habituellement prescrit pour les patients en croissance est le corset orthopédique. Le type de corset le plus souvent utilisé en Amérique du Nord est le corset de Boston. Cependant, il n'y a pas de consensus quant au meilleur design de corset ou leur efficacité, et leur conception relève généralement d'un processus empirique. Dans le but de mieux comprendre la biomécanique des corrections par orthèse, plusieurs études à l'aide de modèles éléments finis ont été effectuées à l'École Polytechnique de Montréal et au CHU Sainte-Justine (Aubin et al., 1995; Clin, Aubin, & Labelle, 2007; Perié, Aubin, Lacroix, Lafon, & Labelle, 2004). À partir des résultats de ces études, une méthode de simulation par éléments finis des corrections du corset sur un modèle personnalisé du tronc du patient a été développée (Clin, Aubin, Parent, Sangole, & Labelle, 2010). À ce sujet, des études récentes ont indiqué une amélioration des corrections des déformations scoliotiques en intégrant des simulations par éléments finis dans le processus de conception et fabrication assistées par ordinateur des corsets (Cobetto et al., Sous presse; Cobetto et al., 2016). Cependant, à l'heure actuelle, plusieurs centres de santé ne peuvent exploiter les avantages des simulations puisqu'ils sont limités par la disponibilité de l'équipement spécialisé permettant d'avoir une reconstruction 3D personnalisée du tronc du patient nécessaire aux simulations.

Un premier modèle géométrique tridimensionnel obtenu à partir de 3 radiographies (postéro-antérieure avec incidence de 0°, postéro-antérieure avec incidence de 20° et latérale) a été développé à l'École Polytechnique de Montréal et à l'Hôpital Sainte-Justine (Dansereau, Beauchamp, de Guise, & Labelle, 1990). Des marqueurs anatomiques étaient identifiés sur les vertèbres, les côtes et le bassin sur les radiographies numérisées et la reconstruction 3D de ces marqueurs était effectuée avec la méthode DLT (Direct Linear Transform) (Marzan & Karara, 1975). Par la suite, Cheriet et al. ont travaillé sur une méthode de calibrage et de reconstruction explicite nécessitant 2 radiographies (Cheriet & Meunier, 1999). Cependant, l'installation de l'équipement nécessaire pour le calibrage des radiographies et le positionnement du patient rendait difficile l'exportation de cette technologie à d'autres centres de santé. Ainsi, Kadoury et al. ont développé un algorithme d'autocalibrage et une nouvelle méthode de reconstruction nécessitant qu'un seul petit objet de calibrage pouvant être porté sous forme d'une ceinture pour le patient

(Kadoury, Cheriet, Laporte, & Labelle, 2007). Aujourd’hui, des dizaines de centres de santé dans le monde dont le CHU Sainte-Justine sont dotés d’un système d’imagerie faible dose qui permet d’obtenir des images radiographies calibrées postéro-antérieure et latérale simultanée de l’ensemble du corps du patient debout (EOS, EOS Imaging, Paris). Une méthode de reconstruction 3D utilisant un modèle paramétrique basé sur des inférences longitudinales et transverses a été développée pour la visualisation des structures osseuses obtenue avec ce système d’imagerie (Humbert, de Guise, Aubert, Godbout, & Skalli, 2009).

Les reconstructions 3D de la colonne vertébrale, la cage thoracique et du bassin personnalisées au patient sont à la base des simulations du traitement par corset par la méthode des éléments finis. Les travaux de développement de modèles éléments finis du tronc et le raffinement des méthodes de simulation du corset (Aubin, Dansereau, de Guise, & Labelle, 1996; Clin et al., 2007; Perié, Aubin, Lacroix, et al., 2004; Perié, Aubin, Petit, Labelle, & Dansereau, 2004) ont abouti à la création d’une plateforme de simulation. Cette plateforme permet à l’orthésiste de vérifier l’efficacité du corset modélisé par CAO avant que celui-ci ne soit fabriqué et porté par le patient (Clin, Aubin, Parent, et al., 2010). Cette plateforme a été évaluée par une étude clinique montrant que les simulations prédisent avec une précision de 5° d’angle de Cobb les corrections mesurées sur les radiographies de patients portant les corsets fabriqués par CFAO (Desbiens-Blais, Clin, Parent, Labelle, & Aubin, 2012). Ensuite, Cobetto et al. (2014) ont utilisé la même plateforme de simulation afin d’optimiser les formes du corset pour en augmenter le confort. De plus, une récente étude a montré que l’ajout de la simulation au processus de conception permettait de fabriquer des corsets offrant une amélioration des corrections du rachis de l’ordre de 50%, tout en étant 50% plus légers (Cobetto et al., Sous presse).

La principale limitation pour l’exploitation de la plateforme de simulation est la nécessité d’obtenir une reconstruction 3D personnalisée des structures internes et externes du patient. Les méthodes de reconstruction de la colonne vertébrale développées jusqu’à présent sont effectuées, minimalement, à partir de deux radiographies (coronale et latérale) calibrées du patient. De plus, plusieurs centres de santé de petite taille en Amérique du Nord n’effectuent pas de radiographie latérale puisque souvent, seule l’acquisition de la radiographie coronale est effectuée lors du rendez-vous de suivi du patient.

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est de développer une méthode de reconstruction de la colonne vertébrale, la cage thoracique et du bassin à partir d'une radiographie coronale et d'un scan de surface du tronc. L'objectif secondaire est d'évaluer cette méthode en analysant les effets des modèles issus de la nouvelle méthode de reconstruction sur la simulation par éléments finis de l'installation du corset.

Ce mémoire est séparé en 6 chapitres. Le premier chapitre consiste à présenter le cadre de ce projet et le problème étudié. Une revue de littérature permettant de mieux situer le contexte du projet est présentée au chapitre 2. Le chapitre 3 met en évidence la problématique et les objectifs spécifiques du projet. Le chapitre 4, sous forme d'article, présente en détail la méthode proposée et une évaluation de celle-ci. Ce même chapitre présente également les détails de la méthode qui n'ont pas été explicités par l'article, les études de sensibilités associées au projet de recherche et une étude préliminaire afin d'améliorer la standardisation de la méthode de reconstruction. La discussion générale au chapitre 5 apporte des éléments de réflexion sur les innovations et les limites de la nouvelle méthode proposée ainsi que sur les résultats obtenus. Le chapitre 6 complète ce mémoire par une conclusion et des recommandations pour des améliorations futures.

CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES

2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain

2.1.1 Plans de référence anatomiques

Plans anatomiques et axes

Afin de repérer et positionner les structures anatomiques de la colonne vertébrale, les plans de référence anatomiques utilisés dans ce mémoire sont illustrés à la Figure 2-1: le plan coronal, le plan sagittal et le plan transverse.

Les axes associés à chacun de ces plans sont respectivement l'axe antéro-postérieur, médio-latéral et longitudinal (Knudson, 2007).

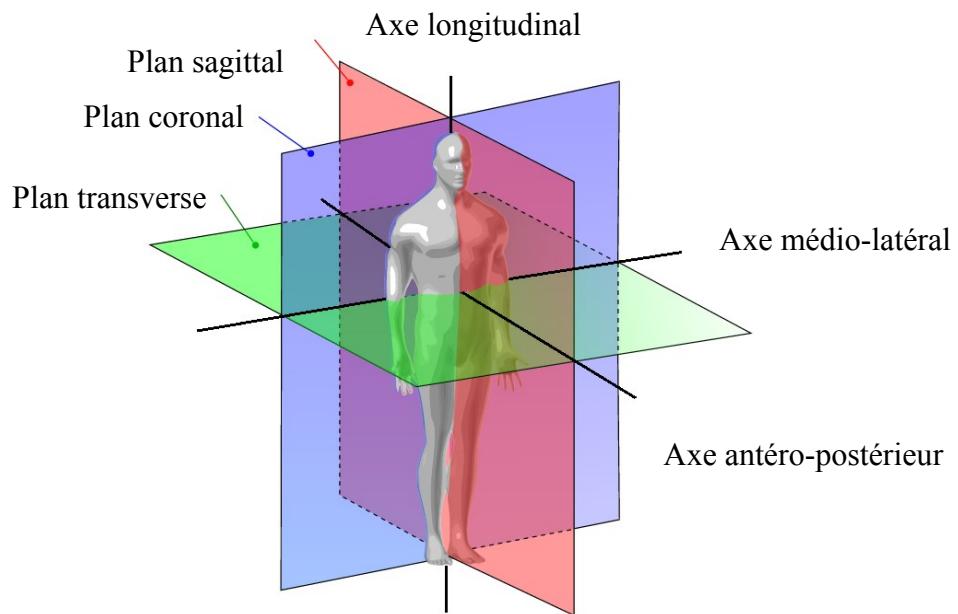


Figure 2-1 Plans anatomiques et axes (Adaptée et tirée de <https://www.boundless.com/physiology/>)

Système de coordonnées global

Un système de coordonnées global a également été défini par la Scoliose Research Society (Stokes, 1994). L'origine est placée au centre du plateau supérieur de S1. Selon la convention de la règle de

la main droite, l'axe des x pointe vers la direction antérieure, l'axe y pointe la direction gauche et l'axe z pointe vers le crâne (Figure 2-2).

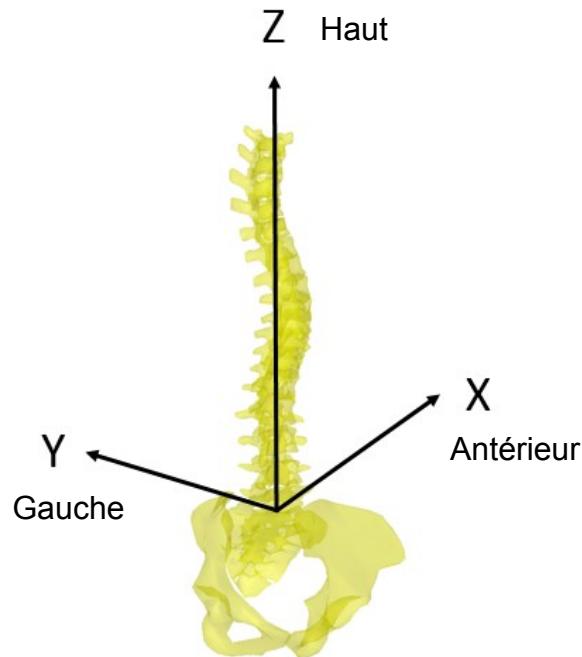


Figure 2-2 Système de coordonnées global du rachis

Les prochaines sections décrivent des différentes structures anatomiques qui composent la colonne vertébrale, la cage thoracique et le bassin. Les descriptions et illustrations des structures anatomiques ont été tirées de l'encyclopédie médicale *Gray's Anatomy of the Human Body* (Gray, 1918).

2.1.2 La colonne vertébrale

Le rachis ou colonne vertébrale a pour fonction le soutien du corps, la mobilité du tronc et la protection de la moelle épinière. Celui-ci est composé de 32 à 34 vertèbres :

- 7 vertèbres cervicales (C1-C7)
- 12 vertèbres thoraciques (T1-T12)
- 5 vertèbres lombaires (L1-L5)
- 5 vertèbres sacrées (S1-S5)
- 3-5 vertèbres coccygiennes

Les vertèbres sacrées et les vertèbres coccygiennes sont soudées entre elles et forment 2 os, le sacrum et le coccyx.

Dans le plan coronal, un rachis sain est rectiligne. Dans le plan sagittal, celui-ci comporte 4 courbures : cervicale (convexe vers l'avant), thoracique (convexe vers l'arrière), lombaire (concave vers l'arrière) et pelvienne (concave vers l'avant).

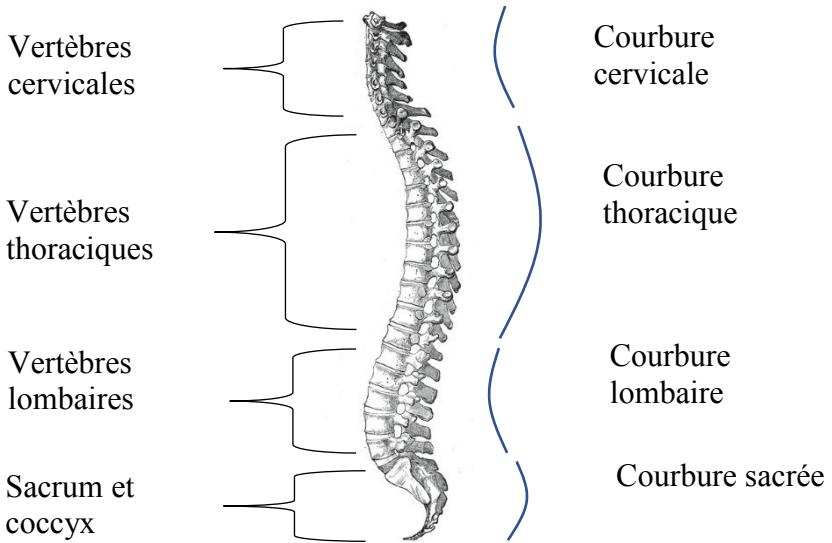


Figure 2-3 Profil sagittal rachidien. (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de
<http://www.bartleby.com>)

Les deux segments principaux qui composent chaque vertèbre sont le corps vertébral et l'arche vertébrale. L'arche vertébrale est composée de deux lames, deux pédicules, quatre facettes articulaires et trois apophyses : deux transverses, et l'épineuse. (Figure 2-4)

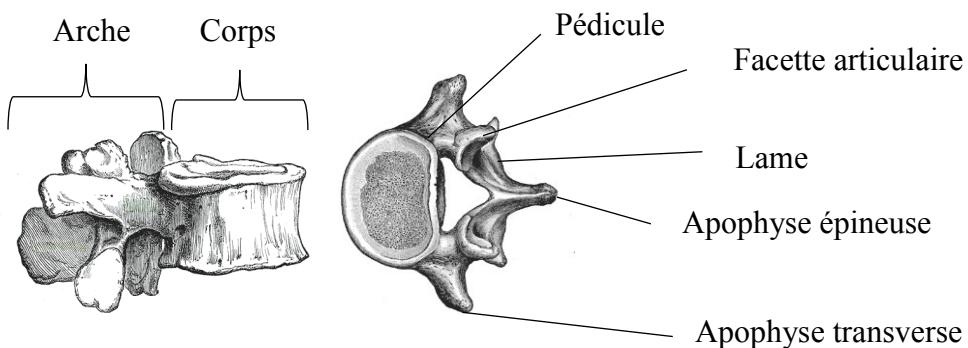


Figure 2-4 Anatomie d'une vertèbre lombaire (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de
<http://www.bartleby.com>)

La forme des vertèbres diffère selon leur emplacement dans le rachis. Ainsi, les vertèbres cervicales sont les plus petites et possèdent des trous sur chaque apophyse transverse. Les vertèbres thoraciques ont une taille intermédiaire entre les vertèbres cervicales et lombaires. De plus, elles possèdent des facettes de chaque côté du corps vertébral et des facettes sur les apophyses transverses (excepté la 11^e et 12^e vertèbre) pour l'articulation des côtes. (Figure 2-5)

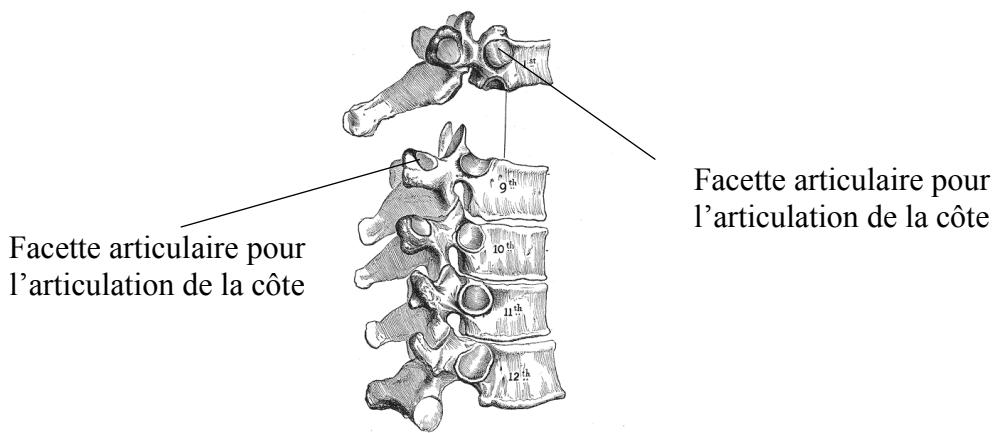


Figure 2-5 Emboîtement des vertèbres thoraciques dans la vue sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de <http://www.bartleby.com>)

Les vertèbres sont séparées par des disques intervertébraux qui donnent au rachis sa flexibilité. Chaque disque adhère aux surfaces supérieure et inférieure du corps vertébral et diffère en forme et taille selon leur position dans la colonne vertébrale. Ainsi, les disques de la région cervicale et lombaire sont plus épais dans leur partie antérieure contribuant ainsi à la convexité antérieure de ces régions. Mis ensemble, les disques intervertébraux sont équivalents au quart de la longueur de la colonne vertébrale, bien que leur répartition entre chaque vertèbre ne soit pas égale : les disques sont plus épais dans la région cervicale et lombaire afin de permettre une plus grande flexibilité et liberté de mouvement dans ces régions.

Un disque intervertébral est composé en son centre d'un noyau pulpeux, une substance molle et hautement élastique et en son contour d'un anneau fibreux composé des lamelles de tissus fibreux et de fibrocartilage arrangés de manière concentrique. Cette disposition permet au disque d'être un grand absorbeur de choc : lorsque celui-ci est comprimé, le noyau pulpeux s'écrase et pousse les anneaux fibreux (annulus fibrosus) vers l'extérieur. (Figure 2-6)

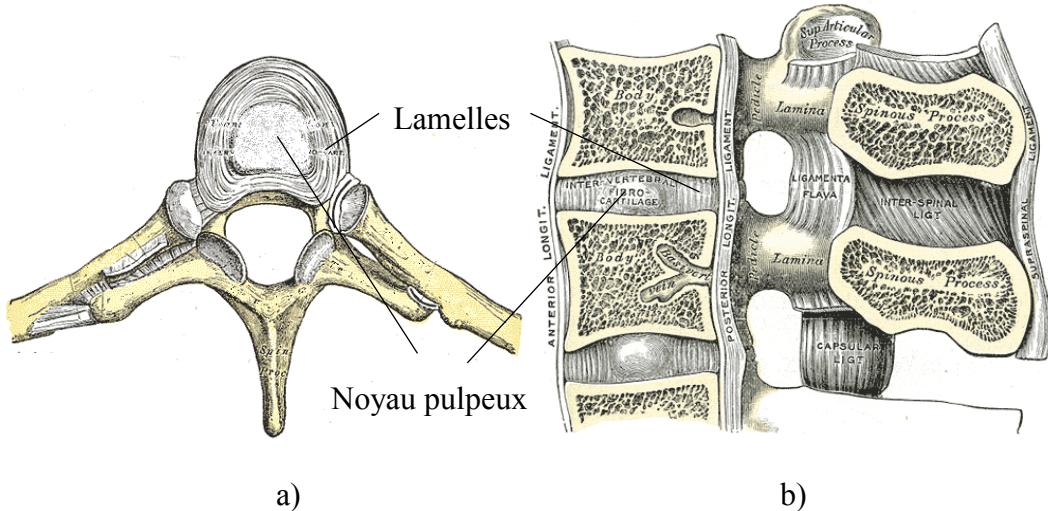


Figure 2-6 Anatomie du disque intervertébral, a) vue du dessus b) en coupe sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de <http://www.bartleby.com>)

2.1.3 La cage thoracique et le bassin

La cage thoracique est composée du sternum, un os plat et allongé, et des côtes. La fonction de la cage thoracique est de protéger et de contenir les organes responsables de la respiration et de la circulation.

Les côtes forment la plus grande proportion de la cage thoracique. Il y en a 12 de chaque côté du sternum, mais ce nombre peut varier avec l'ajout de côtes cervicales ou lombaires, ou diminuer. Les côtes sont connectées en postérieur à la colonne vertébrale. En antérieur, les 7 premières côtes sont connectées au sternum avec le cartilage costal et sont appelées vraies côtes ou côtes vertébro-sternales. Les 5 autres côtes sont appelées fausses côtes. De celles-ci, les 3 premières ont leur cartilage attaché au cartilage de la côte au-dessus et les 2 dernières sont libres et sont appelées flottantes. (Figure 2-7)

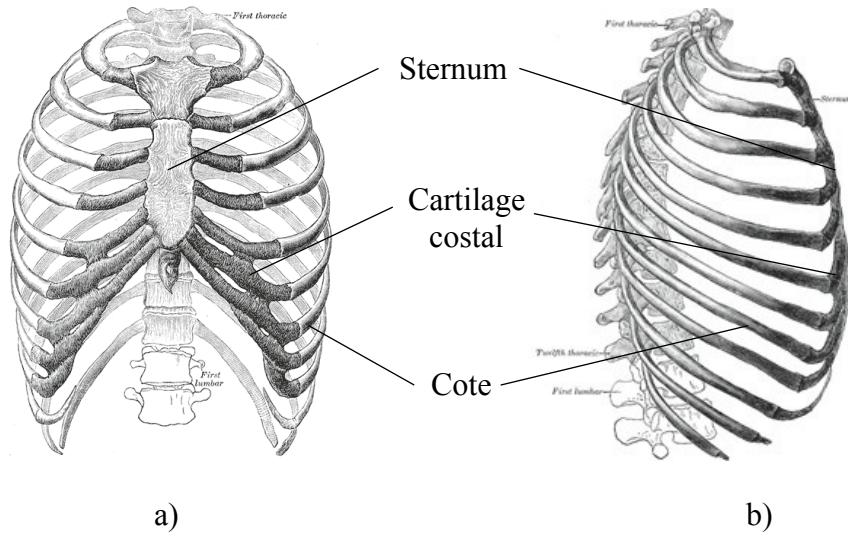


Figure 2-7 Anatomie de la cage thoracique a) vue coronale et b) sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de <http://www.bartleby.com>)

Chaque côte a une extrémité postérieure (ou vertébrale) et une extrémité antérieure (ou sternale), ces deux parties sont reliées par le corps de la côte.

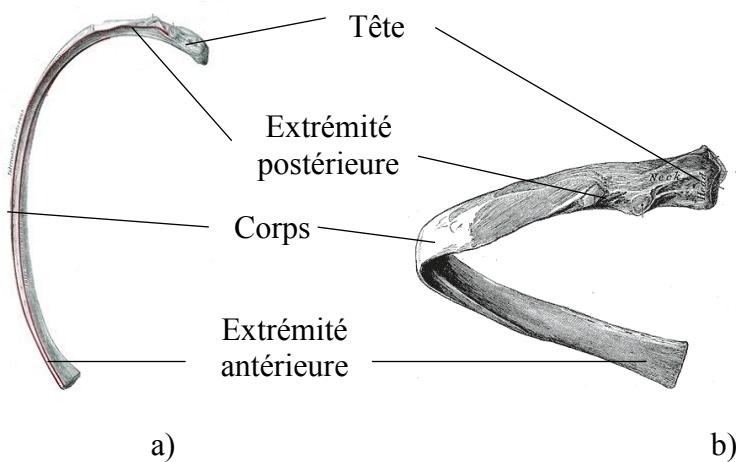


Figure 2-8 Anatomie d'une côte a) vue du dessus et b) vue de derrière (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de <http://www.bartleby.com>)

Le bassin

Le bassin ou pelvis supporte les vertèbres mobiles du rachis et est supporté par les membres inférieurs. Le bassin est composé de 4 os : 2 os iliaques disposés antérieurement et latéralement, le sacrum et coccyx localisés postérieurement.

L'os iliaque est composé de l'ilium (ou ilion), l'ischium (ou ischion) et le pubis. Ces parties, séparées durant l'enfance, sont soudées à l'âge adulte et entourent une cavité articulaire, l'acetabulum.

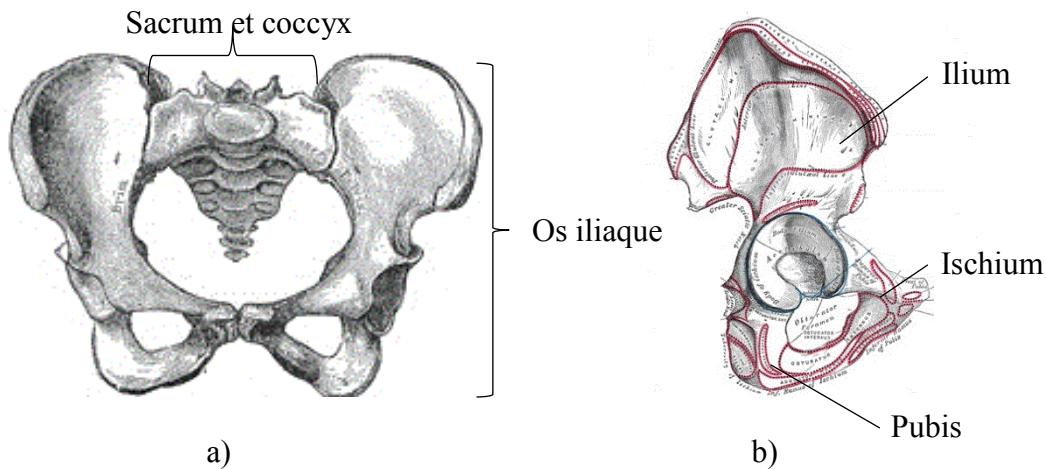


Figure 2-9 Anatomie du bassin a) bassin vue de face b) os illiaque vue sagittale (Adaptée de Gray, H. (1918), tirée de <http://www.bartleby.com>)

2.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent

2.2.1 Définition et description

La scoliose est une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans. Lorsque celle-ci est sans relation avec tout autre processus pathologique identifié, elle est appelée idiopathique : 70%-80% des scolioses sont idiopathiques. (Khouri, Vialle, Mary, & Marty, 2004) La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) apparaît lors de la croissance et concerne les enfants entre 10 et 18 ans (Silva & Lenke, 2009). Les courbes de 10° ou plus affectent 2,5 % de la population.

Seulement 0,23% de ces cas progressent et nécessitent un traitement (Asher & Burton, 2006). L'incidence chez les filles augmente avec la sévérité des courbures : les filles sont plus à risque de développer des déformations plus grandes que les garçons (Rogala, Drummond, & Gurr, 1978).

Les possibles facteurs étiologiques relevés dans la littérature sont les facteurs génétiques, une anomalie du système nerveux, des hormones, l'environnement et les facteurs biomécaniques (Wang et al., 2011). En ce qui concerne la biomécanique, il est admis par plusieurs auteurs que le principe de Hueter-Volkmann contribue au développement des déformations de la SIA (Perdriolle, Becchetti, Vidal, & Lopez, 1993; Stokes, 2007; Villemure, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2004) . Ainsi, selon ce principe, une augmentation de pression sur les plaques de croissance ralentit la croissance du corps vertébrale et une diminution de pression en augmente la croissance. Chez un patient scoliotique, il y a un cycle biomécanique de charges asymétriques sur le rachis affectant ainsi la modulation de croissance vertébrale. Ce phénomène amplifie la cunéiformisation des vertèbres et augmente les déformations scoliotiques (Figure 2-10).

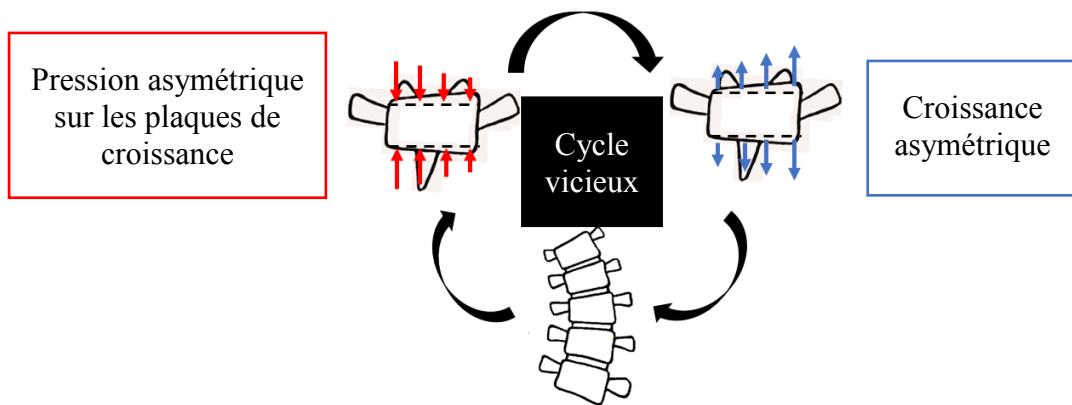


Figure 2-10 Schématisation du principe de Hueter-Volkmann (Inspirée de Day et al. (2008))

2.2.2 Mesures des déformations

La quantification des déformations permet de diagnostiquer et développer un plan de traitement efficace pour les patients. Ces déformations peuvent être évaluées à partir d'un examen clinique, d'images photographiques ou radiographiques du patient (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2008). Dans cette section seront présentées les déformations visibles durant l'examen clinique du patient, la gibbosité, les déformations dans le plan coronal mesurées par l'angle de Cobb, les

courbures dans le plan sagittal et les déformations modélisées en trois dimensions évaluées à l'aide des plans de courbure maximale.

Examen clinique

En plus de confirmer que les déformations scoliotiques soient de nature idiopathique, l'examen clinique permet de vérifier l'asymétrie des épaules et des omoplates, l'asymétrie de la taille et du tronc et la proéminence des côtes lors d'un test de flexion d'Adams.

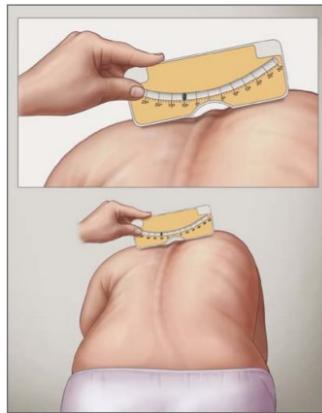


Figure 2-11 Test de flexion d'Adams et mesure avec un scoliomètre (Tirée de *Spinal deformity study group radiographic measurement manual* (O'Brien et al., 2008))

Gibbosité

La gibbosité est mesuré avec un scoliomètre lors du test d'inflexion d'Adam afin d'évaluer l'asymétrie du tronc (Côté, Kreitz, Cassidy, Dzus, & Martel, 1998).

Des études ont montré qu'il y avait peu de corrélation entre la gibbosité (et autres mesures de la déformation de la surface externe du tronc) et les mesures d'angles de Cobb (présenté dans la prochaine section) (Coelho, Bonagamba, & Oliveira, 2013; Goldberg, Kaliszer, Moore, Fogarty, & Dowling, 2001; Sapkas et al., 2003), en particulier pour les très petites et très grandes courbes (Goldberg et al., 2001; Sapkas et al., 2003). Du point de vue du patient, sa satisfaction face à un traitement est basé davantage au niveau cosmétique, c'est-à-dire la réduction des déformations externes comme la gibbosité et moins sur la réduction des courbes de la colonne vertébrale mesurées par l'angle de Cobb (Goldberg et al., 2001).

Angle de Cobb

L'angle de Cobb est un standard pour mesurer la scoliose. Il est toutefois une estimation limitée des déformations puisqu'il est une mesure 2D de déformations tridimensionnelles. L'angle de Cobb est mesuré sur une radiographie postéro-antérieure ou antéro-postérieure du patient en position debout. Sur la radiographie coronale, les vertèbres limites sont identifiées : la vertèbre limite supérieure est celle dont la surface supérieure possède la plus grande inclinaison du côté concave de la courbe et la vertèbre limite inférieure est celle dont la surface inférieure possède la plus grande inclinaison du côté concave de la courbe. L'angle de Cobb est obtenu en mesurant l'angle formé entre les tangentes des lignes tracées sur le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et sur le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (O'Brien et al., 2008).

L'identification des vertèbres limites permet de distinguer 3 régions de courbure. Celles-ci sont les régions thoracique proximale, thoracique majeure et thoraco-lombaire/lombaire. Les régions de courbure sont définies en fonction de la hauteur de l'apex. L'apex est la vertèbre la plus horizontale et dans plusieurs cas, celle ayant la plus grande déviation latérale (O'Brien et al., 2008).

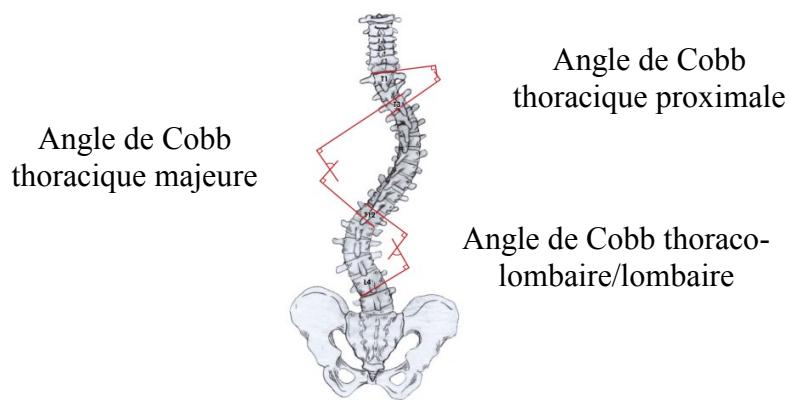


Figure 2-12 Régions des angles de Cobb (Adaptée et tirée de *Spinal deformity study group radiographic measurement manual* (O'Brien et al., 2008))

À partir d'une reconstruction 3D du rachis, il est également possible d'effectuer des mesures d'angle de Cobb à partir d'une méthode analytique (Figure 2-13). Dans un premier temps, une spline passant par les projections des centroïdes dans le plan coronal est calculée et dessinée. Les tangentes aux points d'inflexion de la courbe sont tracées, puis l'angle formé par le croisement des

perpendiculaires à ces tangentes est mesuré (Delorme, Labelle, Aubin, de Guise, & Dansereau, 1998).

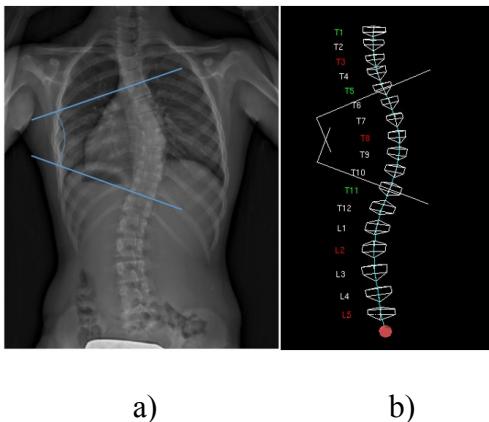


Figure 2-13 Angle de Cobb (a) mesuré cliniquement sur une radiographie PA (b) calculé de manière analytique d'une reconstruction 3D

Cyphose et lordose

La cyphose et la lordose sont mesurées à partir de la radiographie latérale du patient avec la méthode de Cobb (O'Brien et al., 2008).

Cyphose

La description de la courbure sagittale thoracique peut être effectuée avec différentes vertèbres limites. La cyphose thoracique est mesurée à partir du plateau supérieur de T2 au plateau inférieur de T12. Fon et al. ont évalué que les valeurs normales de cyphose thoracique variaient en fonction du sexe et l'âge des patients. Chez les filles âgées de 10 à 19 ans, les valeurs normales se situaient entre 11 et 41°(Fon, Pitt, & Thies Jr, 1980). Par contre, l'identification des vertèbres thoraciques supérieures à T5 est parfois difficile à effectuer sur la radiographie latérale. Une autre mesure de la cyphose peut être effectuée avec le plateau supérieur de T5 et le plateau inférieur de T12 : la cyphose thoracique moyenne/basse. Des valeurs normales sont entre 10 et 40° (O'Brien et al., 2008) .

Lordose

D'une manière générale, la lordose lombaire est mesurée avec le plateau supérieur de T12 au plateau supérieur de S1. Des valeurs normales sont entre 40 et 60° (O'Brien et al., 2008).

Plans de courbure maximale et orientations des plans de courbure maximale

Les mesures 2D prises sur les radiographies ne permettent pas jusqu'à présent de prédire adéquatement la progression ou les réponses aux traitements et représentent une limitation puisqu'elles simplifient les déformations réelles des courbes. Afin de combler ce manque, une terminologie 3D a été développée. Le plan de courbure maximale désigne le plan défini par le centre de la vertèbre apicale et les centres des deux vertèbres limites. L'orientation du plan de courbure maximale est la mesure d'angle de la projection du plan dans la vue transversale par rapport au plan sagittal (Labelle et al., 2011) (Figure 2-14). Il s'agit d'un des indices associés à la terminologie 3D.

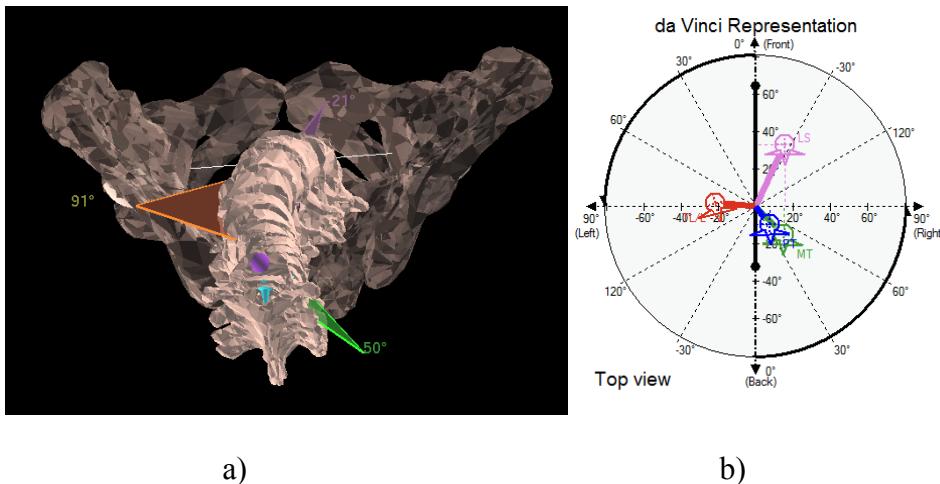


Figure 2-14 Orientations des plans de courbure maximale par rapport au plan sagittal a) Vue du dessus b) Schématisation avec la représentation *da Vinci*

2.3 Traitement par corset orthopédique

Le traitement par corset orthopédique est habituellement prescrit pour les patients dont la croissance n'est pas terminée et ayant développé des courbures variant entre 20 et 45 °. Ce traitement requiert que les patients portent le corset pour une certaine durée (généralement plus de 12 heures par jour) et ce, jusqu'à maturité osseuse (Hresko, 2013; Richards, Bernstein, D'Amato, & Thompson, 2005). Il existe différents types de corsets, mais le plus souvent utilisé en Amérique du Nord est le corset de Boston ou un corset apparenté à celui-ci (Fayssoux, Cho, & Herman, 2010;

Sankar, Albrektsen, Lerman, Tolo, & Skaggs, 2007; Visser, Xue, Ronsky, Harder, & Zernicke, 2012).

2.3.1 Corset de Boston

Le corset de Boston a été développé par Hall and Miller en 1972 au *Boston Children's Hospital*. Cette orthèse, destinée aux courbes thoraciques et thoraco-lombaires, est de type thoraco-lombo-sacrée (TLSO). Le système de corset de Boston est populaire en raison de son design partiellement ouvert qui le rend confortable et relativement bien toléré par les patients (Fayssoux et al., 2010).

Le design original du corset de Boston est basé sur des modules standardisés en polyéthylène préfabriqués. Le système repose sur la symétrie du module auquel peuvent être ajoutés selon les besoins du patient des extensions et des coussins d'appui. Une extension axillaire (au niveau de l'aisselle) a pour but de déplacer le haut de la courbure thoracique, une extension au niveau du trochanter joue le rôle d'un bras de levier pour ajuster la balance du patient et une extension thoracique permet de créer une force médiale vers le haut sur la côte apicale. Une ouverture est habituellement créée à l'opposé de l'extension thoracique afin d'éviter la constriction de la cage thoracique. Les trois coussins d'appui pouvant être ajoutés au niveau thoracique, lombaire et trochantérique permettent d'appliquer des forces correctrices sur ces zones (Grivas & Kaspiris, 2011).

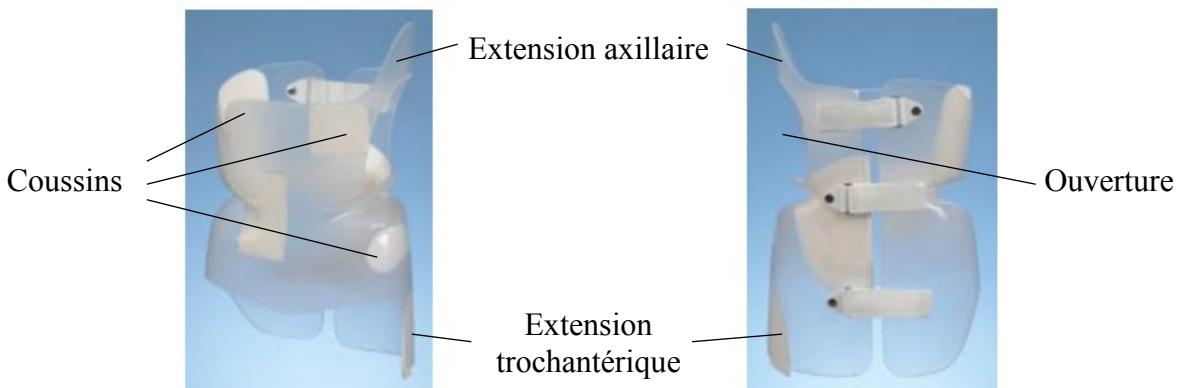


Figure 2-15 Corset de Boston (Tirée et modifiée de *Reference manual for the Boston scoliosis brace* (Emans et al., 2003))

Aujourd’hui, le module de base ou même le corset entier peut être fabriqué à partir du moulage de la forme du tronc du patient rectifié obtenu par plâtre ou par technique d’imagerie de surface par laser (Wynne, 2008).

2.3.2 Biomécanique de fonctionnement du corset

Le but du corset orthopédique n’est pas obligatoirement de corriger les déformations, mais d’arrêter la progression de celles-ci. L’action du corset est basée sur deux théories de correction : passive et active.

Le mécanisme de correction principal est d’appliquer des forces au niveau de la surface externe du tronc qui vont se transmettre au rachis par l’intermédiaire de la peau, des tissus mous et de la cage thoracique. Ce processus de correction est appelé correction passive.

Le traitement par corset apporte également un deuxième type de correction dite active. Celui-ci est défini par un réflexe du corps du patient à fuir les zones de pression et engage ainsi le travail des muscles. Cependant, les études montrent des conclusions contradictoires concernant le travail musculaire lors du port du corset. Ainsi, l’étude de Wynarsky basée sur des expériences avec électromyographie des muscles du tronc (Wynarsky & Schultz, 1991) avec et sans port du corset indique une différence statistiquement peu significative et biomécaniquement non significative . Cependant, d’autres auteurs critiquent la méthode de Wynarsky en raison du peu d’électrodes utilisées et placées principalement dans la région thoracique. Odermatt, Mathieu, Beauséjour, Labelle, et Aubin (2003) ont augmenté le nombre d’électrodes utilisées dans la région abdominale, thoracique et lombaire et ont montré une activation musculaire dans la région lombaire, confirmant la théorie de la correction active.

Des études sur les résultats du corset à long terme ont également été effectuées. Castro (2003) a mesuré le ratio concave convexe des hauteurs des vertèbres apicales dans le plan frontal avant, pendant et après le traitement par corset. Il a déterminé que le port du corset modifie la distribution des forces sur les vertèbres et engendre un remodelage structurel et correction de celles-ci avec le principe de Hueter-Volkman, en plus d’apporter une correction de la rotation des vertèbres apicales chez les patients flexibles (Castro, 2003). Dans un même ordre d’idée, Clin et al. ont analysé les charges de compressions sur les vertèbres apicales et ont déterminé que le corset permettait d’inverser les forces sur les plaques de croissance (Clin, Aubin, Sangole, Labelle, &

Parent, 2010). Il a été suggéré qu'un corset jugé efficace devrait réduire la courbure principale de 50% pour les patients flexibles et de 30% pour les patients plus rigides (Clin, Aubin, Parent, et al., 2010; Olafsson, Saraste, Söderlund, & Hoffsten, 1995).

Bien que les cliniciens ne s'entendent pas sur les mécanismes de correction associés au corset, ceux-ci s'entendent sur le fait que le corset doit exercer des forces sur minimalement 3 points : au niveau de l'apex, et les limites supérieure et inférieure de la courbure (Negrini, 2008; Rigo M, 2005). Cependant, la position exacte des appuis (par exemple si l'appui doit être dessus, en dessous ou sur l'apex) relève d'un processus empirique et les spécialistes n'arrivent pas à un consensus (Carlson, 2003; Rigo M, 2005).

De plus, un facteur ayant un impact sur les forces appliquées et donc sur la correction des courbures est la tension des courroies. Dans une étude avec simulations numériques testant plusieurs facteurs de conception des corsets de Boston, Clin, Aubin, Sangole, et al. (2010) ont observé que la tension des courroies est un des paramètres de design les plus significatifs. À cet effet, afin d'obtenir des forces d'interfaces optimales, la tension devrait se situer entre 40N et 60N (Mac-Thiong et al., 2004).

2.3.3 Limites du traitement par corset sur le mouvement

Des études se sont penchées sur les effets de port du corset sur la marche de patients scoliotiques. Certaines études indiquent que le port du corset par des patients scoliotiques avaient pour conséquences une réduction de la mobilité des épaules dans le plan coronal, du bassin et des hanches en plus d'une diminution de la rotation du bassin (Karimi & Borojeni, 2017; Mahaudens, Banse, Mousny, Raison, & Detrembleur, 2013; Wong et al., 2008). Cette diminution de mobilité pourrait avoir un impact sur la compliance des patients (Wong et al., 2008). Cependant à long terme, le port du corset n'aurait pas de conséquence sur la mobilité, tel que présenté par l'article de Mahaudens, Raison, Banse, Mousny, et Detrembleur (2014). Les résultats de l'étude sur l'effet du port de corset sur la marche après six mois de traitement indique même une amélioration de la mobilité du bassin et des hanches. Par contre, cette étude indique que le traitement par corset n'aurait pas de bénéfice sur le coût énergétique lors de la pratique d'activité normale (telle que la marche à vitesse confortable) qui était 30% plus élevé pour les patients scoliotiques après traitement que pour des sujets sains. Le calcul du coût énergétique prenait en compte la vitesse de

marche, la consommation d'oxygène et la production de dioxyde de carbone du sujet (Mahaudens et al., 2014).

2.3.4 Méthode de conception et fabrication des corsets

La méthode conventionnelle de fabrication de corset est de faire un moule du tronc du patient. Un plâtre positif est fabriqué, puis modifié en enlevant de la matière pour créer des zones de pression ou en ajoutant de la matière pour créer des zones d'expansion dans le corset. Une feuille de plastique thermoformable est moulée sur le plâtre positif modifié pour créer le corset. Le contour est taillé, des courroies sont ajoutées et finalement les ajustements finaux sont faits durant l'essai du corset avec le patient (Wong, Cheng, Wong, & So, 2005).

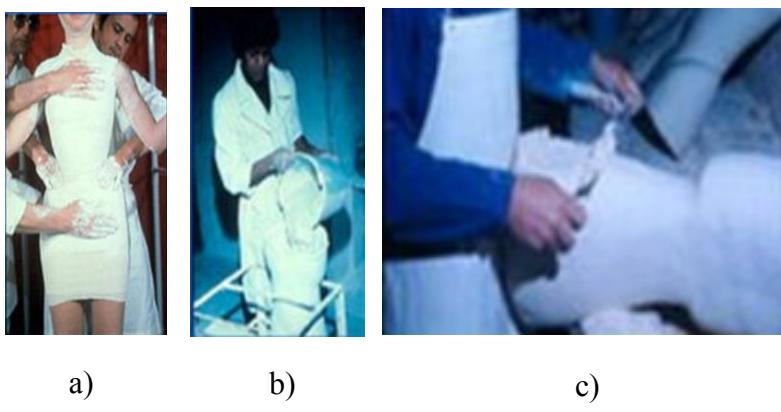


Figure 2-16 Technique traditionnelle de la fabrication de corset a) Moulage de la forme du tronc patient b) Obtention du négatif par plâtre b) Rectification manuelle du négatif (Tirée de Raux, Kohler, Garin, Cunin, et Abelin-Genevois (2014))

Une avancée dans la méthode est l'ajout de technologie de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO). La méthode proposée par Wong, Cheng, et Lo (2005) nécessite dans un premier temps de faire un plâtre positif du patient en position couchée, puis d'imager et numériser l'extérieur de celui-ci. L'orthésiste modifie le négatif du corset par ordinateur de la même manière qu'il l'aurait fait manuellement, mais de manière virtuelle à l'aide d'un logiciel de CFAO pour la conception d'orthèse. Ensuite, le négatif est taillé dans un bloc de mousse à l'aide d'une fraiseuse guidée par le logiciel. Finalement, le corset est moulé sur la forme de mousse avec un plastique thermoformable. Les auteurs ont montré que la numérisation de l'extérieur du plâtre afin d'obtenir

le négatif du corset et la rectification de la forme à l'ordinateur augmente l'efficacité du processus de fabrication et diminue le temps total de production.



Figure 2-17 Fabrication du négatif du corset par FAO (Tirée de Raux et al. (2014))

Une autre amélioration afin de diminuer le temps de production est d'obtenir la forme du patient (positif) par méthode optique en utilisant un numériseur laser (Weiss, 2010; Wong, 2011) ou des caméras optiques. Il y a plusieurs avantages à cette méthode : elle nécessite une seule personne pour faire l'acquisition de l'image du corps (alors que 2 orthésistes sont nécessaires pour la réalisation du plâtre du patient), les données du corps peuvent être gardées en mémoire de manière informatique, évitant un encombrement des plâtres dans un espace de rangement physique et le processus est plus rapide et sans contact pour le patient. Les corsets issus de cette nouvelle méthode de fabrication présentent des résultats semblables à ceux fabriqués avec la méthode manuelle par plâtre (Cottalorda et al., 2005; Wong, 2011).

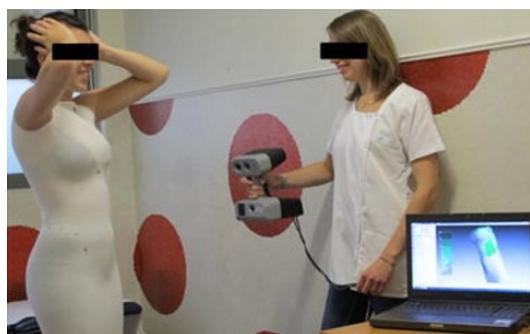


Figure 2-18 Obtention de la forme du tronc du patient par méthode optique (Tirée de Raux et al. (2014))

Cependant, les méthodes mentionnées précédemment ne permettent pas de vérifier l'effet-du corset avant que celui-ci ne soit porté par le patient. Desbiens-Blais et al. (2012), ont développé une

nouvelle méthode permettant la simulation par éléments finis de l'installation du corset modélisé avec un logiciel de conception d'orthèse sur un modèle personnalisé du tronc du patient. Les améliorations issues de l'ajout de ces simulations à la méthode de conception des corsets par CFAO seront présentées à la section 2.4.5 (Simulation du traitement par corset et optimisation).

2.4 Techniques de modélisation du tronc et simulation du traitement par corset

La réalisation d'un modèle géométrique 3D personnalisé est à la base des simulations du traitement par corset, en plus de permettre de mieux comprendre les déformations des patients. Bien qu'il soit possible d'obtenir une reconstruction de la colonne vertébrale à partir de modalités d'imagerie 3D telles que la tomodensitométrie (CT-scan) ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM), leur usage est limité. En effet, ces systèmes ne permettent pas d'obtenir des images afin d'évaluer la posture en position debout, sont très ionisants (tomodensitométrie) et sont coûteux. C'est pourquoi des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies ont été développées. Les prochaines sections porteront sur les techniques de reconstruction 3D des structures osseuses internes du tronc à partir de 2 à 3 radiographies, les méthodes de reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir d'une radiographie, les méthodes d'acquisition de la géométrie externe du tronc, le recalage et les méthodes de simulation du traitement par corset.

2.4.1 Méthode DLT et autocalibrage

Le premier au CHU Sainte-Justine provient d'une méthode de reconstruction stéreoradiographique (Stokes, Bigalow, & Moreland, 1987) nécessitant 3 radiographies : postéro-antérieure avec incidence de 0° (PA0), postéro-antérieure avec incidence de 20° (PA20) et latérale (LAT) (Dansereau et al., 1990).

À l'aide d'un logiciel, sur les radiographies numérisées, des marqueurs anatomiques sont identifiés sur les vertèbres, les côtes et le pelvis. La reconstruction 3D de ces marqueurs est effectuée avec la méthode DLT (Direct Linear Transform), un algorithme de calibrage implicite (Marzan & Karara, 1975). Cet algorithme a la forme suivante :

$$x + \delta x + \Delta x = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

$$y + \delta y + \Delta y = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

où X, Y, Z sont les coordonnées 3D d'un point dans l'espace, x, y sont les coordonnées 2D du même point dans le système de coordonnées de l'image, δx et δy sont les erreurs non linéaires systématiques, Δx et Δy sont les erreurs aléatoires et L_i , $i=1\dots,11$ sont les 11 paramètres DLT. Ces derniers sont déterminés à partir de points de contrôle dans l'espace du patient dont les coordonnées sont connues. À partir de minimalement 6 points de contrôle, il est possible de déterminer les 11 paramètres DLT. Les coordonnées 3D des points d'intérêt sont ensuite retrouvées avec des systèmes d'équations et d'inversion de matrices.

L'algorithme DLT nécessite un objet de calibrage visible dans le champ de vue des caméras lors de la prise des radiographies. L'objet de calibrage utilisé dans plusieurs études au CHU Sainte-Justine est présenté à la figure suivante (Aubin, Goussev, & Petit, 2004; Labelle, Bellefleur, Joncas, Aubin, & Cheriet, 2007; Petit, Aubin, & Labelle, 2004; Sylvestre, Villemure, & Aubin, 2007). Cet objet est composé de deux plaques de calibrage qui comportent 55 billes radio-opaques. L'espace entre les deux plaques délimite l'espace pour le patient.

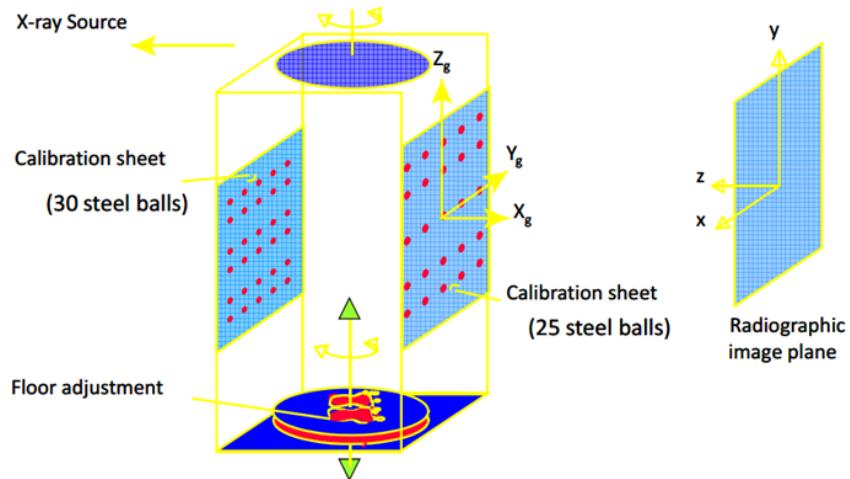


Figure 2-19 Système de prise de radiographies avec les objets de calibration (Tirée de Cheriet et al. (1999))

Par la suite, Cheriet et al. ont travaillé sur une méthode de calibrage et de reconstruction explicite à partir de radiographies biplanaires (Cheriet & Meunier, 1999). Le système nécessitait que le patient porte durant les acquisitions radiographiques une veste de calibrage, permettant d'avoir des radiographies calibrées, qu'il soit stabilisé avec un appareil de positionnement et qu'une plaque de

calibration externe (servant à la mise à l'échelle 3D et de référence pour l'orientation) devait être positionnée sur l'appareil. Par contre, en raison de l'installation de tous ces éléments, il était difficile d'exporter cette technologie vers d'autres centres de santé. Afin de pallier ce problème, Kadoury et al. ont développé un algorithme d'autocalibrage et une nouvelle méthode de reconstruction nécessitant qu'un seul petit objet de calibrage pouvant être porté sous forme d'une ceinture pour le patient (Kadoury et al., 2007).

L'ajout d'un modèle générique de côtes à la reconstruction du rachis a été effectué par Dansereau et al. (1990) à partir des travaux de Roberts et al. Roberts et Chen (1970). La fiabilité des reconstructions 3D du rachis et de la cage thoracique reconstruits avec la technique DLT a été validée par Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jéquier (1995).

Les techniques mentionnées précédemment permettent d'obtenir une représentation filaire des coordonnées 3D des repères anatomiques de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin. Afin d'obtenir un rendu plus réaliste, la géométrie surfacique 3D des vertèbres et du bassin a été ajoutée grâce au krigeage dual (Aubin et al., 1995; Dansereau, Labelle, & Aubin, 1993; Delorme et al., 2003; Gauvin, 1996). Cette technique consiste à déformer globalement et localement un modèle 3D de rachis provenant d'un modèle cadavérique obtenu par CT-scan afin que celui-ci soit personnalisé aux coordonnées 3D des repères anatomiques (points de contrôles) du modèle filaire 3D du patient.

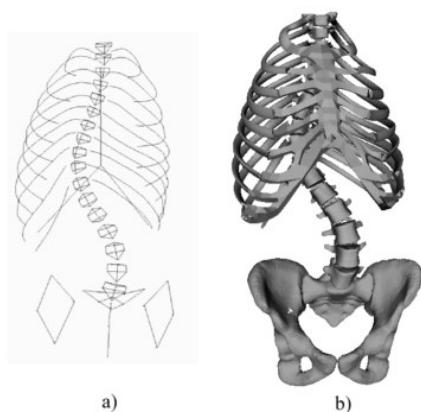


Figure 2-20 Modèle géométrique filaire et avec rendu réaliste obtenu par krigeage (Tiré de Delorme et al. (2003))

2.4.2 Méthode avec Spine3D et NewSpine3D

L'équipe de Aubin et al. a développé plusieurs applications logicielles au cours des 2 dernières décennies intégrant plusieurs techniques de reconstruction 3D et de modélisation géométrique des déformations du rachis pour une utilisation clinique. Les logiciels Spine3D et NewSpine3D ont été développés pour effectuer des reconstructions 3D du rachis à partir de radiographies coronale et sagittale calibrées. La méthode est basée sur l'identification semi-automatique de marqueurs à partir de modèles prédictifs 2D représentant les types variés de déformations. Ces modèles sont reconstruits à partir d'une banque de plusieurs centaines de radiographies, permettant d'estimer les coordonnées 2D de 14 marqueurs vertébraux. Dans un premier temps, l'utilisateur identifie les coins des corps vertébraux sur les radiographies coronale et sagittale. Les courbures spinales calculées permettent de sélectionner le meilleur modèle prédictif. Le logiciel estime les coordonnées des 10 autres marqueurs sur les 2 vues et les affiche sur les radiographies correspondantes. Finalement, l'utilisateur peut ajuster manuellement ces marqueurs et un rendu réaliste est obtenu par krigeage. Le logiciel NewSpine3D permet également d'effectuer des mesures cliniques 2D précises sur les radiographies (Aubin et al., 2011). Le logiciel Clindexia a été développé afin d'effectuer des mesures cliniques 3D des reconstructions obtenues (Labelle et al., 2011).

2.4.3 Méthode avec EOS

Aujourd'hui, le CHU Sainte-Justine utilise un système d'imagerie faible dose dont la technologie est basée sur les travaux de Georges Charpak (prix Nobel de physique en 1992) (EOS, EOS imaging, Paris). L'appareil a pour caractéristiques principales une réduction des doses de rayons X, soit de 8 à 10 fois moins que les radiographies conventionnelles et permet d'obtenir des images radiographies postéro-antérieure et latérale simultanée de l'ensemble du corps du patient debout (Dubousset et al., 2005). La méthode de reconstruction utilisée est celle rapportée par Humbert et al. (Humbert et al., 2009). Celle-ci prend en compte un modèle paramétrique basé sur des inférences longitudinales et transverses. Les grandes étapes consistent à: identifier la courbe spinale et les centres des plateaux des vertèbres, calculer des descripteurs paramétriques du modèle du rachis (longueur de la courbe spinale, l'épaisseur et la profondeur des plateaux des vertèbres), estimer statistiquement d'autres descripteurs paramétriques du rachis (ex : épaisseur, profondeur et position le long de la courbe spinale des autres vertèbres). Un modèle détaillé est généré par

krigeage et est projeté sur les 2 radiographies afin que les projections de la reconstruction 3D soient vérifiées par l'utilisateur. Cette méthode de reconstruction permet d'obtenir une précision de 1,8 mm pour la position des vertèbres et de 2,3° à 3,9° pour l'orientation des vertèbres dans les trois plans (Humbert et al., 2009).

2.4.4 Méthodes de reconstruction 3D à partir d'une radiographie

Quelques études ont été réalisées au cours des dernières années dans le but de développer des méthodes de reconstruction 3D à partir d'une seule radiographie. Une méthode de reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir d'une seule radiographie a été développée par Novosad, Cheriet, Petit, et Labelle (2004) dans le but d'étudier le mouvement d'inflexion latérale en 3D. La méthode consiste dans un premier temps à numériser des repères anatomiques d'une radiographie PA du patient en inflexion latérale portant un objet de calibrage. Un recalage 3D/2D est ensuite effectué avec des modèles 3D *a priori* de vertèbres. La position des vertèbres dans le plan sagittal est déterminée à l'aide des informations de la position de la source radiographique (pour calculer les directions radiales des vertèbres par rapport à celle-ci) et de la définition d'un vecteur d'alignement pour minimiser la dislocation entre les vertèbres. Une autre méthode de reconstruction 3D à partir d'une radiographie a été proposée par Boisvert, Cheriet, Pennec, et Ayache (2009). Cette méthode prend en compte un modèle statistique de la colonne vertébrale, la position de marqueurs anatomiques et des paramètres du système de radiographie. La validation de cette méthode suggère une précision de 13 mm.

2.4.5 Méthodes d'acquisition de la topographie de surface et recalage

L'acquisition de la surface externe du tronc est nécessaire au processus de fabrication du corset par CFAO. De plus, cette étape permet d'obtenir un modèle géométrique du tronc externe personnalisée au patient qui est utilisé dans la méthode de simulation par éléments finis de l'installation du corset. Il existe à l'heure actuelle plusieurs types de technologies de scan de topographie de surface. Les technologies employant des méthodes de projection de laser ou de lumière structurée seront présentées dans ce mémoire. La technologie consiste à projeter un

faisceau laser (ou un patron de lumière structurée) sur l'objet à imager et une caméra enregistre le profil de l'intersection entre la ligne du faisceau laser (ou du patron de lumière déformée) et l'objet.

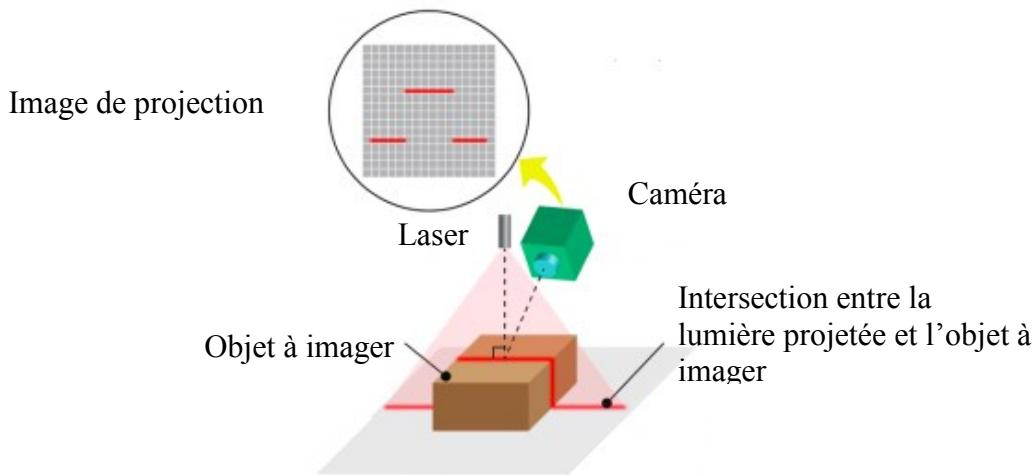


Figure 2-21 Technique d'acquisition de surface par le faisceau laser (Adaptée et tirée de <http://www.techbriefs.com>)

Scanner laser portatif

Les scanners laser portatifs sont des appareils permettant d'obtenir une image 3D de l'objet à partir des techniques d'acquisition de surface par laser. Le plus grand avantage de ce type de système est son aspect portatif. Cependant, cette qualité engendre un problème technique qui est de déterminer le positionnement et l'orientation du scanner par rapport à l'objet à imager. Plusieurs systèmes permettent d'obtenir la position de l'objet dans l'espace. Le premier est l'utilisation de pastilles à poser sur l'objet à modéliser qui permettent aux scanneurs utilisant cette technologie de relier l'observation des pastilles cibles par le scanner aux 6 DDL du système. (Hébert et al., 2016) Un exemple de scanner utilisant cette technologie est le Handyscan™ de Creaform™ (Hébert et al., 2016). Un autre système est l'utilisation d'un émetteur-récepteur électromagnétique. Un émetteur est placé sur l'objet à proximité de l'objet à imager, émet des ondes et le receveur à l'intérieur du scanner calcule sa position et orientation dans l'espace en fonction de sa distance avec l'émetteur (Cau et al., 2016). Des exemples de scanneurs utilisant cette technologie est le O&P Scan™ de Rodin4D™ (Cau et al., 2016), et le Fastscan™ de Polhemus™ (Spaeth, Kirk, & Whiteside, 2008).

Scanners moirés

Les scanners moirés utilisent une technologie basée sur des patrons de lumière structurée projetés sur la surface de l'objet à imager. Ces technologies exploitent le phénomène de Moiré qui consiste à créer une interférence optique de deux patrons de franges de lumières et d'ombres identiques, mais légèrement décalés d'un de l'autre (Porto, Gurgel, Russomano, & Farinatti, 2010). Le système utilisé au CHU Sainte-Justine depuis 2002 est installé dans une pièce fermée et comprend 4 caméras (Capturor II LF, Creaform Inc.) (Figure 2-22). Celles-ci sont placées autour du patient en position debout et permettent d'enregistrer le dos, le devant et les côtés gauche et droit du patient. Chaque caméra projette de la lumière structurée (lumière blanche avec grille de franges) et acquiert 5 images par acquisition : 4 avec phases décalées pour la géométrie et une cinquième sans frange pour la texture de la surface. Le temps total pour les acquisitions est de 5 secondes (Pazos, Cheriet, Song, Labelle, & Dansereau, 2005).

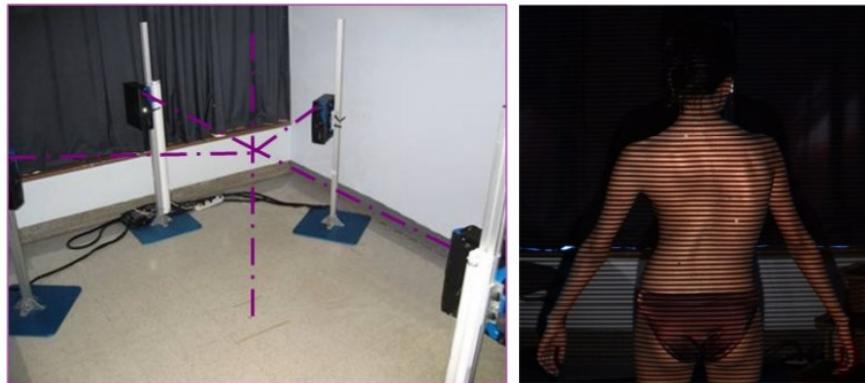


Figure 2-22 (a) Système d'acquisition de caméras (b) Acquisition de la surface du patient avec projection de franges de lumière (Tirée de Cheriet, Song, Debanné, Dionne, et Labelle (2010)

Recalage

La dernière étape pour obtenir un modèle géométrique 3D personnalisé du tronc du patient est de superposer la reconstruction des structures internes (colonne vertébrale, cage thoracique et bassin) et la forme de la surface externe. Pour effectuer le recalage des structures interne et externe, des marqueurs radio-opaques sont mis sur le tronc du patient. Ceux-ci sont visibles sur l'acquisition surfacique du tronc et sur les radiographies, ce qui permet de recaler les 2 géométries avec un algorithme des moindres carrés (Figure 2-23) (Desbiens-Blais et al., 2012).

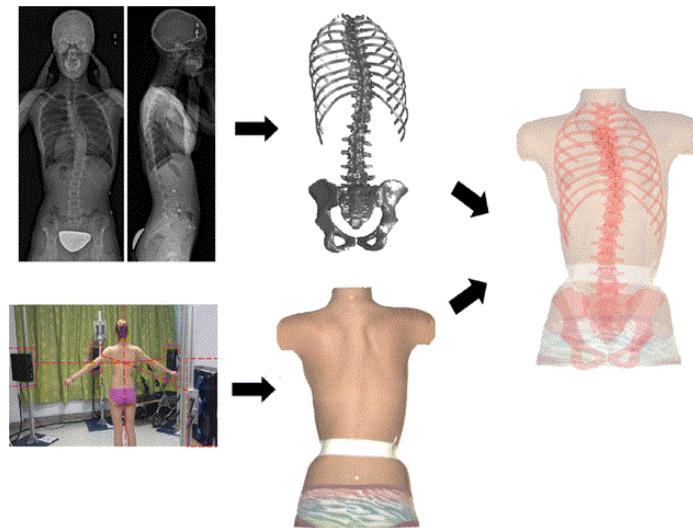


Figure 2-23 Recalage des géométries interne et externe obtenues avec différentes modalités
(Tirée de Cobetto et al. (2014))

2.4.6 Modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin

Afin d'étudier le comportement mécanique du tronc, un modèle éléments finis (MÉF) du rachis et de la cage thoracique et du bassin a été développé. À partir de la reconstruction géométrique décrite précédemment, Desrimes et Aubin (1995) ont développé une première version du MÉF de la colonne vertébrale et de la cage thoracique inspiré du modèle de Stokes et Laible (Stokes & Laible, 1990). Les propriétés ont été prises de la littérature (Lavaste et al., 1990; Roberts & Chen, 1970) ou par expérimentations in-vitro (Desrimes, 1995). Le bassin a été ajouté au modèle à la suite des travaux effectués par Gauvin (1996). Le modèle employé aujourd’hui résulte d’une évolution sur plus de 25 ans (Figure 2-24) (Clin, 2005; Clin, Aubin, Parent, & Labelle, 2011; Perié et al., 2003). Le modèle utilisé dans le cadre du présent projet compte environ 7 563 nœuds et 16 348 éléments. Il comprend les structures suivantes :

- Les corps vertébraux, pédicules, apophyses, disques intervertébraux, côtes, cartilages costaux, sternum sont représentés par des poutres.
- Les ligaments costo-vertébraux et costo-transverses sont représentés par des poutres
- La cavité abdominale et les tissus mous sont représentés par des poutres élastiques
- La modélisation de la peau est représentée par des éléments coques

Les calculs sont résolus avec des non-linéarités géométriques, ce qui permet de prendre en compte de grands déplacements. La gravité a été ajoutée par Clin et al. (2011).

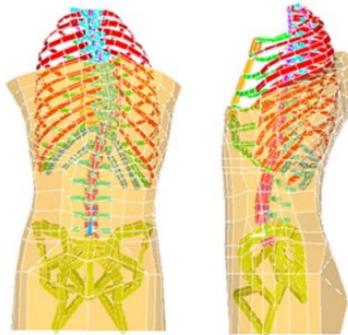


Figure 2-24 MÉF de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin avec la peau (Tirée de Clin, Aubin, Parent, et al. (2010))

2.4.7 Simulation du traitement par corset et optimisation

L'utilisation des modèles éléments finis dans le traitement par corset a pour but de comprendre l'action biomécanique des corsets, d'en effectuer une évaluation personnalisée et d'en améliorer le design.

Simulation de forces appliquées directement sur le tronc

Une méthode afin de simuler l'action du corset par l'application de forces sur les nœuds du thorax a été développée par Aubin (1995) et Perié, Aubin, Petit, et al. (2004). Les pressions générées par le corset sur le tronc de patients ont été mesurées avec des capteurs de pression répartis sur l'ensemble du tronc. Des marqueurs radio-opaques insérés à l'intérieur du corset ont permis de reconstruire l'intérieur du corset et ont été utilisés pour calculer la position relative des capteurs de forces par rapport aux structures anatomiques. La géométrie des patients avec et sans corset a été obtenue avec des acquisitions radiographiques et des modèles personnalisés par éléments finis ont été conçus. Les pressions mesurées par les capteurs ont été converties en forces. Ces valeurs de forces ont été appliquées sur les nœuds de la cage thoracique ou sur les vertèbres des modèles éléments finis. Les modèles simulés ont été comparés aux modèles reconstruits à partir des radiographies des patients portant leur corset. L'étude de Perié, Aubin, Petit, et al. (2004) a montré des différences entre les formes de rachis simulées et réelles dans le corset de moins de 6 mm pour

les positions vertébrales dans le plan coronal, de 9 mm dans le plan sagittal et de 7,7 ° pour les angles de Cobb.

Simulation par modélisation du corset

Lacroix (2003) a développé une méthode pour représenter l'effet du corset de manière plus réaliste en modélisant biomécaniquement l'interaction entre le corset et le tronc. La modélisation par éléments finis du corset de Boston a été effectuée en tirant les propriétés mécaniques de la littérature. Le corset a été modélisé comme une coque formée d'une couche externe de polypropylène et d'un revêtement intérieur de mousse de polyéthylène. La géométrie a été obtenue en modélisant en 3D les fils visibles sur les radiographies de la matrice de pression appliquées sous le corset. La simulation de l'action du corset sur le patient a été effectuée en 3 pas de chargement. Le premier pas consistait à l'ouverture du corset par l'application de déplacements, le deuxième à la mise en place du corset sur le modèle du patient avec des éléments contacts point-surface et le dernier consiste au serrage des courroies en appliquant des déplacements inverses. Périé et al (2004) ont raffiné la modélisation du traitement par corset de Boston au niveau de l'interface corset-patient en ajoutant les tissus mous des régions thoraciques et abdominales. Ceux-ci étaient représentés par des éléments solides hexaédriques. Les travaux de Clin et coll. (Clin, 2005; Clin et al., 2007) ont permis d'améliorer la modélisation du corset avec le développement d'un MÉF paramétrique et personnalisé de celui-ci. De plus, la simulation de la fermeture du corset a été améliorée en remplaçant les déplacements par des forces exercées par les courroies.

À partir des résultats de ces travaux, une plateforme de simulation (voir Figure 2-25) permettant de simuler numériquement la déformation du MÉF du tronc engendré par l'installation du corset a été développée (Clin, Aubin, Parent, et al., 2010). De plus, cet outil de simulation calculait les indices cliniques tels que les angles de Cobb, la cyphose, la lordose, la rotation axiale des vertèbres et les pressions appliquées sur le tronc du patient. Grâce à l'utilisation de cette plateforme de simulation, l'effet du corset est testé virtuellement. À partir des résultats de simulation et du logiciel de CFAO, l'orthésiste pouvait améliorer le design du corset de manière itérative avant sa fabrication. Une étude clinique effectuée par Desbiens-Blais et al. (2012) a validé la méthode de simulation en comparant les résultats prédicts par le simulateur avec des mesures effectuées sur les radiographies de patients portant les corsets. Les simulations prédisaient avec une précision de 5° d'angle de Cobb la correction du modèle numérique du nouveau corset tout en permettant des

corrections similaires au corset standard fabriqué sans outils de CFAO (Desbiens-Blais et al., 2012).

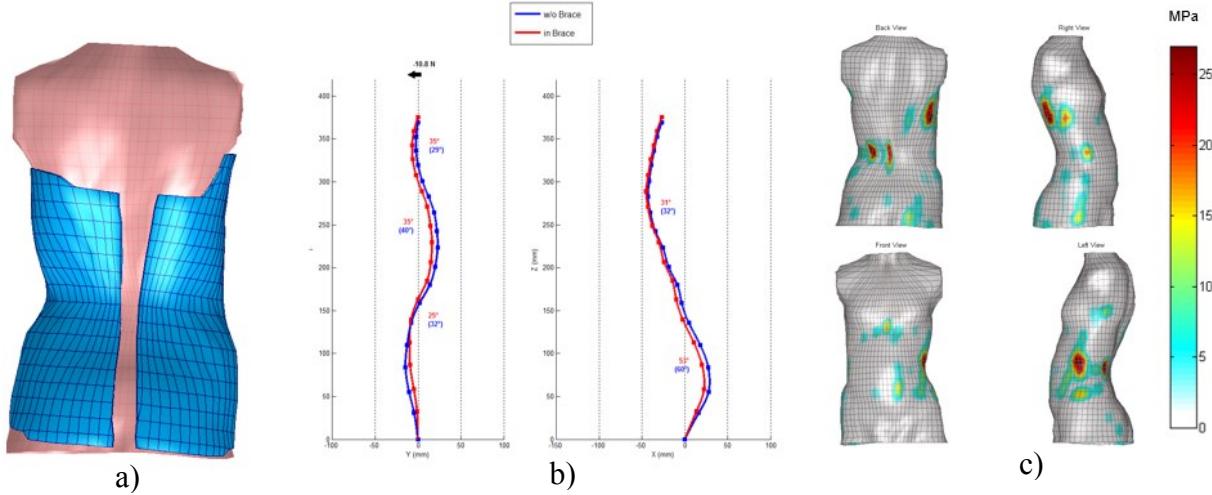


Figure 2-25 a) Simulation de l'installation du corset b) Courbures spinales dans les vues coronale et sagittale c) Pressions appliquées par le *corset*

Optimisation

L'action correctrice du corset est principalement dans le plan coronal, cependant le traitement engendre également des conséquences dans les plans transverse et sagittal. Ainsi, il est difficile de déterminer quelle est la meilleure correction tridimensionnelle du rachis par traitement du corset. Gignac, Aubin, Dansereau, et Labelle (2000) ont développé une fonction objectif pour déterminer les meilleurs patrons de chargements pour corriger les déformations scoliotiques du rachis et des côtes. L'objectif était de déterminer les combinaisons de forces (amplitude, localisation, angle par rapport au plan sagittal) qui corrigeaient le mieux les déformations selon la minimisation de la fonction objectif développée. L'algorithme d'optimisation du logiciel Ansys utilisé était le « Subproblem Approximation Method ». Par contre, dans cette étude la correction des courbures frontales des patients était relativement faible, soit de 8% et 9% pour les courbures thoraciques et lombaires respectivement (Gignac et al., 2000).

Clin et al. (2010) ont utilisé une méthode par plan d'expériences pour étudier 14 facteurs de design afin de déterminer quels étaient ceux avec un impact sur les résultats de simulation de corset. Ainsi, 1024 corsets ont été modélisés et simulés pour 3 patients et les facteurs ayant la plus grande influence étaient la tension des courroies, la présence d'un appui trochantérien et la géométrie de

la coque. Cependant, cette méthode de simulations avec tous les facteurs de design pour obtenir la forme de corset avec les paramètres optimaux impliquait de longs temps de calcul.

Une autre méthode pour déterminer la forme optimale de corset a été développée par Desbiens-Blais, Clin et al. (2012). Cette méthode consiste en un premier temps à simuler la correction optimale d'un rachis scoliotique en appliquant des déplacements sur des vertèbres d'un modèle par éléments finis du tronc d'un patient. La correction interne entraîne une déformation de la peau du patient. Cette géométrie externe déformée est ensuite exportée vers un logiciel de CFAO et représente la forme de base d'un corset. Une découpe du corset est ensuite créée et peut être améliorée dans un processus itératif d'amélioration à l'aide de l'outil de simulation du corset. Le corset optimal est ensuite fabriqué avec une technique de fabrication assistée par ordinateur (FAO).

Ensuite, Cobetto et al. (2014) ont utilisé le même modèle afin d'optimiser le corset pour augmenter son confort. En utilisant les données des pressions simulées sur le tronc et les distances entre le corset et la peau du patient, la matière superflue est enlevée lors de la fabrication du corset. Avec des radiographies des patients portant le nouveau corset et des réponses à un questionnaire sur le confort par les patients, il a été montré que ces nouveaux corsets en plus d'être plus minces, avaient moins de matériel, étaient plus confortables, ce qui pourrait améliorer la compliance des patients au traitement. De plus, une récente étude avec essai randomisé contrôlé a permis de montrer que les corsets conçus avec un logiciel de CFAO et simulations permettent une meilleure correction des courbures en comparaison avec les corsets conçus seulement par CFAO. En ajoutant la simulation au processus de conception, les corsets ont corrigé à 47% les courbes thoraciques et à 48 % les courbes lombaires, contre une correction de 25 % et 26 % avec CFAO seule, tout en étant 50% plus légers (Cobetto et al., Sous presse).

CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

La revue des connaissances effectuée au chapitre 2 permet de dégager les éléments suivants :

- La scoliose est une déformation 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin, dont le diagnostic et le suivi sont principalement faits en observant les courbures dans le plan coronal par la mesure des angles de Cobb.
- Les corsets conçus par CFAO permettent d'obtenir des résultats de correction similaire à ceux obtenus avec des corsets fabriqués de manière traditionnelle (Cottalorda et al., 2005; Wong, 2011)
- Une plateforme de simulation a été développée et utilisée au cours de 2 études antérieures par Desbiens-Blais (2012) et Cobetto (2014) pour rationaliser et optimiser la conception des corsets. Cette plateforme permet d'appliquer des déformations à la colonne vertébrale d'un MÉF du tronc du patient, ce qui engendre des déformations des tissus mous et de la géométrie externe. La géométrie du tronc précorrigée est importée dans un logiciel de CFAO pour la fabrication d'orthèse et est utilisée comme géométrie de base avec laquelle la forme finale du corset est conçue.
- L'utilisation d'un outil de simulation de l'installation du corset sur le tronc du patient par la méthode des éléments finis permet d'améliorer le processus de conception en permettant à l'orthésiste de prédire la correction engendrée par le corset avec une précision de 5° (Desbiens-Blais et al., 2012), de modifier ce dernier s'il y a lieu et d'observer les zones de pression pour créer des ouvertures afin d'avoir un corset plus confortable (Cobetto et al., 2014).
- Une étude prospective randomisée contrôlée a montré que les corsets issus de l'ajout des simulations au processus de CFAO permettent d'obtenir des corsets 50% plus légers et améliore la correction des courbes lombaires et thoraciques de 50% (Cobetto et al., Sous presse) que les corsets n'ayant pas été simulés.
- L'outil de simulation requiert une reconstruction personnalisée du tronc du patient dont la modélisation des structures osseuses internes est obtenue minimalement à partir de radiographies coronale et latérale calibrées du patient.

- Pour l'instant, les méthodes de reconstruction du tronc personnalisé du patient à partir de deux radiographies nécessitent le calibrage du système radiographique.
- La principale limitation de l'exploitation de la plateforme de simulation par la majorité des centres de santé est la nécessité d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée des structures internes et externes du patient.

Objectif général

Développer une méthode de reconstruction 3D simplifiée du tronc de patient avec une radiographie postéro-antérieure non-calibrée et un scan de topographie de surface du tronc et déterminer les conséquences sur les mesures d'indices cliniques après simulation par éléments finis de l'installation du corset.

Objectifs spécifiques

1. Développer une méthode de reconstruction du tronc avec une seule radiographie postéro-antérieure et un scan de surface du tronc.
2. Effectuer le design de corsets et simuler numériquement leurs effets sur les modèles reconstruits avec la méthode développée.
3. Évaluer la méthode de reconstruction avec les résultats des simulations de l'installation de corset issu de cette méthode et les résultats obtenus avec une méthode de reconstruction avec 2 radiographies.

La méthode utilisée pour ce projet est présentée dans un article scientifique au chapitre suivant et dans des sections complémentaires dans ce même chapitre.

CHAPITRE 4 RECONSTRUCTION SIMPLIFIÉE DU TRONC POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE PAR CORSET

4.1 Présentation de l'article

L'article présenté dans cette section porte sur la description d'une méthode de reconstruction du tronc à partir d'une radiographie coronale et d'un scan de topographie de surface utilisant des techniques de krigeage et la méthode des éléments finis pour déformer un modèle géométrique de la colonne vertébrale et du bassin provenant d'une banque de données de patients. La reconstruction est ensuite convertie en modèle éléments finis pour faire le design et simuler un corset. L'évaluation de cette méthode a été faite avec des données de 10 patients où les corrections simulées ont été comparées aux simulations effectuées avec les reconstructions obtenues avec deux radiographies (coronale et latérale) et le scan de topographie de surface du patient. Les modèles de référence ont été obtenus avec des méthodes ayant une précision d'au moins 1,5 mm (Humbert et al., 2009; Kadoury et al., 2007). La méthode de simulation de l'installation du corset a une précision de 5° pour l'angle de Cobb (Desbiens-Blais, 2012).

Cet article intitulé « Computer-Assisted Design and Finite Element Simulation of Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis using a Coronal Plane Radiograph and Surface Topography», et a été soumis pour publication à la revue « Clinical Biomechanics» au mois de juillet 2017. Le premier auteur a contribué à environ 70% de la rédaction de l'article.

4.2 Article 1 : Computer-Assisted Design and Finite Element Simulation of Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis using a Coronal Plane Radiograph and Surface Topography

Authors: Rany Pea, Jean Dansereau, Christiane Caouette, Nikita Cobetto, Carl-Éric Aubin
Submitted to Journal Clinical Biomechanics (July 2017)

4.2.1 Abstract

Background: Orthopedic braces made by Computer-Aided Design and Manufacturing and numerical simulation were shown to improve spinal deformities correction in adolescent idiopathic scoliosis (AIS) while using less material. However, simulations require a lateral radiograph, not always available. The objective was to develop a modeling method with a single coronal radiograph and surface topography, and assess the effectiveness of braces designed with such approach.

Methods: With a patient's coronal radiograph and a surface topography (scan) of the torso, the developed method allowed the 3D reconstruction of the spine, rib cage and pelvis using geometric models from a database and a free form deformation technique. The resulting 3D reconstruction converted into a finite element model was used to design and simulate the correction of a brace. The developed method was tested with data from ten AIS cases. The simulated correction was compared to analogous simulations performed with a 3D reconstruction built using two radiographs and surface topography (validated gold standard reference).

Findings: There was an average difference of $1.4^\circ/1.7^\circ$ for the thoracic/lumbar Cobb angle, and $2.6^\circ/5.5^\circ$ for the kyphosis/lordosis between the developed reconstruction method and the reference. The average difference of the simulated correction was $2.8^\circ/2.4^\circ$ for the thoracic/lumbar Cobb angles and $3.5^\circ/5.4^\circ$ the kyphosis/lordosis.

Interpretation: This study showed the feasibility to design and simulate braces correction based on a new modelling method with a single coronal radiograph and surface topography. This new modeling method could now be used to improve brace designs, at a lesser radiation dose for the patient.

4.2.2 Introduction

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a three-dimensional (3D) deformity of the spine, rib cage and pelvis. Bracing is the most common conservative treatment for moderate curve severity (Cobb angle between 20° - 40° assessed using a routine coronal radiograph). Thoraco-lumbo-sacral orthoses (TLSO) were originally fabricated using a plaster/cast technique, but now the fabrication process is being replaced by computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) methods (Wong, Cheng, & Lo, 2005). CAD/CAM braces have proven to be as effective as the traditionally made ones, but require less fabrication time, material and are less expensive (Wong, 2011).

In recent years, numerical design technologies based on 3D reconstruction, finite element modeling (FEM) and CAD/CAM have emerged in order to simulate the effectiveness of scoliosis braces (J. Clin, Aubin, Parent, Sangole, & Labelle, 2010; Desbiens-Blais, Clin, Parent, Labelle, & Aubin, 2012). Such technologies were used to assess and optimize the design process by enabling the testing and refinement of the brace efficiency before its fabrication and the delivery to the patients (Cobetto et al., 2014). Braces made with CAD/CAM combined with finite element simulations have shown to be more effective and lighter than standard CAD/CAM braces (Cobetto et al., 2016).

In order to build a FEM, a 3D model of the patient's spine, rib cage and pelvis (internal skeletal anatomy) and a surface of the torso (external geometry) are necessary. To date, the 3D reconstruction of the internal skeletal anatomy requires a calibration object when taking sequential coronal and lateral X-rays (Kadoury, Cheriet et al. 2007) or needs a factory-calibrated bi-planar radiographic system (Humbert, de Guise, Aubert, Godbout, & Skalli, 2009). The torso surface is generally acquired using a range sensing scanner based on structured light or laser ray (Pazos et al., 2007; Wong, 2011).

The coronal radiograph evaluation is the standard method for the diagnosis of scoliosis and follow up of the treatment in mild and moderate scoliosis. The sagittal radiograph is rarely acquired, which limits the use of FEM simulations to design braces. The sagittal radiograph is a supplementary dose of ionizing radiation, which also explains its limited utilization (Goldberg, Mayo, Levy, Scott, & Poîtras, 1998; Hoffman et al., 1989).

The aim of this study was to develop a 3D reconstruction and modeling method of the internal skeletal anatomy with a single coronal radiograph and a surface topography (Single X-ray method), and assess its accuracy and the effectiveness of braces issued from the CAD/CAM and FEM simulation based on such 3D reconstruction technique.

4.2.3 Methods

4.2.3.1 Patient Data

With the approval of our institutional review board, 10 cases were selected among the patients who received a brace treatment after getting a diagnostic of AIS or juvenile idiopathic scoliosis. Cases

were selected in order to have a variety of curvature types (Table 4-1) and based on the availability of coronal and lateral X-rays (for validation purposes) and a surface topography acquisition of the complete torso. X-rays were either from a low dose simultaneous bi-planar radiographic system (EOS, EOS imaging, Paris, France) or a single plane digital radiographic system (Fuji FCR7501S, Fuji Medical, Tokyo, Japan). A reference validated 3D reconstruction of their internal skeletal anatomy was built using two in-house available software programs (Humbert et al., 2009; Kadoury, Cheriet, Laporte, & Labelle, 2007). To do so, visible anatomical features were identified on both radiographs with various interactive tools and the 3D reconstruction was computed using mathematical algorithms. Both methods have an accuracy of at least 1.5 mm and the 3D reconstructed models were used as reference for this study.

The external torso geometry was acquired using a surface topography scanner based on structured light (Inspect, Creaform, Quebec, Canada) or laser (O&P Scan, Rodin4D, Bordeaux, France). The 3D surface model was computed based on the external torso geometry in STL file format.

Table 4-1 Patients coronal and sagittal profiles; a- kyphosis was measured between T2 and T12 (normal values between 10° and 40°) ; b- lordosis was measured between T12 and L5 (normal values between 40° and 60°)

	SCOLIOTIC PROFILE IN THE CORONAL PLANE	PRESENTING DEFORMITY (COBB ANGLES)	SAGITTAL CURVES PROFILE	SAGITTAL CURVES	RADIOGRAPHIC SYSTEM	SCANNER TECHNOLOGY
P1	Single left lumbar curve	19°	Normal ^a kyphosis Normal ^b lordosis	34° 46°	Low dose simultaneous bi-planar	Structured light
P2	Thoracic and lumbar curves	23° / 26°	Hyper kyphosis Normal lordosis	45° 56°	Low dose simultaneous bi-planar	Structured light
P3	Thoracic and lumbar curves	39° / 31°	Normal kyphosis Normal lordosis	34° 51°	Low dose simultaneous bi-planar	Structured light
P4	Single left lumbar curve	23°	Normal kyphosis Normal lordosis	37° 56°	Low dose simultaneous bi-planar	Structured light
P5	Single right thoracic curve	25°	Hyper kyphosis Hyper lordosis	56° 72°	Low dose simultaneous bi-planar	Structured light
P6	Thoracic and lumbar curves	23° / 35°	Hyper kyphosis Normal lordosis	54° 48°	Low dose simultaneous bi-planar	Structured light
P7	Single Right lumbar curve	28°	Hyper kyphosis Hyper lordosis	56° 65°	Single plane digital	Laser
P8	Thoracic and lumbar curves	39° / 31°	Hyper kyphosis Normal lordosis	45° 52°	Single plane digital	Laser
P9	Thoracic and lumbar curves	47° / 30°	Normal kyphosis Hyper lordosis	30° 63°	Single plane digital	Laser
P10	Proximal thoracic and main thoracic curves	26° / 14°	Normal kyphosis Normal lordosis	40° 54°	Single plane digital	Laser

4.2.3.2 Modeling of the spine, rib cage and pelvis with the Single X-ray method

The method used as input the postero-anterior (PA) X-ray and the torso surface acquired using one of the topography systems presented in section 2.1. The two geometries were computationally superimposed in the custom developed graphical interface built using MATLAB 2016a (Mathworks Inc., Natick, USA). The X-ray was computationally scaled, so the spine and pelvis were adjusted to the size of the torso surface scan. Top corners of each vertebral endplate for vertebrae T1 to L5 were then digitized, as well as 4 landmarks along the iliac crests and the center of the left and right acetabula.

From a database of 3D deformable spine and pelvis models representing various types of scoliosis deformities, the model shape that best match the current case was chosen by the user. The choice was based on the spine curves visible on the patient coronal X-ray as well as on the coronal and sagittal projections of the surface scan. The models were previously built using the 3D reconstruction method of Humbert et al. (2009) (Figure 4-1 A). The selected deformable 3D model was then morphed onto the digitized landmarks using a free form deformation technique (Delorme et al., 2003) in order to fit the coronal plane coordinates of each corresponding anatomical landmarks of the coronal X-ray. The sagittal plane (depth) coordinates from the presenting 3D model of the selected case were preserved (Figure 4-1 B)

A FEM of the spine and pelvis was created using Ansys 14.5 finite element package (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). The FEM model of the spine and pelvis included the thoracic and lumbar vertebrae and intervertebral discs represented by beam and shell elements. The mechanical properties were taken from published and experimental data (Aubin, Dansereau, de Guise, & Labelle, 1996; Perie, Aubin, Petit, Labelle, & Dansereau, 2004). Anterior or posterior displacements were applied to T1, as well as to a vertebra in the thoraco-lumbar/lumbar area, and a sagittal plane tilt of the pelvis was realized in order that the sagittal profile could best match the back's shape as appreciated by the user from the superimposed surface scan. The displacements of the spine and pelvis were computed by solving the FEM, and the resulting model shape was then displayed. The user was allowed to repeat this step up until a satisfying sagittal conformity between the deformable spine model and the actual patient torso shape was found (Figure 4-1 C).

The geometry of each rib was then defined by 1 point directly computed from the spine model and 4 points identified by the user. The first point corresponded to the head of the rib, and was

computationally approximated by the coordinates of the upper right or left endplate of the related thoracic vertebra from the deformable spine model. The four subsequent points were added on the coronal plane along the rib or along the sternum by the user, while their 3D coordinates were computationally derived from their projection on the surface scan and adapted to ponder the thickness of the soft tissues, breast shape and shoulder blades. (Figure 4-2 A)

A FEM of the ribs, sternum, costal cartilages, internal and external soft tissues were added to the FEM model of the spine and pelvis using Ansys 14.5 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). The mechanical properties were taken from published and experimental data (Aubin et al., 1996; J. Clin, Aubin, Parent, & Labelle, 2011; Perie, Aubin, Lacroix, Lafon, & Labelle, 2004; Perie, Aubin, Petit, et al., 2004).

4.2.3.3 Brace Design and Installation Simulation

First, using the FEM, displacements were applied to the vertebrae to virtually align the spine in the sagittal plane. The resulting virtual corrected torso surface was used as an input to design the brace shape (Cobetto et al., 2014). The geometry was imported to a CAD/CAM orthosis design software (Rodin4D, Groupe Lagarrigue, Bordeaux, France). Tools and features of the software were used to deepen corrective regions, to create brace's trimlines and to add straps fixation.

A FEM of the brace was then modeled with quadrilateral shell 4-node elements and polyethylene material properties (Clin, Aubin, & Labelle, 2007). The brace installation simulation was performed using a validated method (Cobetto et al., 2014; Desbiens-Blais et al., 2012) in two steps: creation of the surface-to-surface contact between the brace model and the trunk FEM and application of forces on the straps. During the simulation, the pelvis was controlled in rotation and translation along the three axes and a T1 was restrained in the transverse plane.

4.2.3.4 Assessment of the 3D reconstruction done with the Single X-ray method and of the derived simulated brace correction

The spine 3D reconstruction obtained with the Single X-ray method was compared to a reference geometry built using a validated 3D method with two radiographs (Reference method). Analytical measurements of Cobb angles, thoracic kyphosis between T2-T12 and lumbar lordosis between T12-L5 for both methods' models were computed. The same indices were computed and compared for the simulated brace done with the two methods. A Shapiro-Wilk test for normality was realized

to justify the use of parametric statistical tests. T-tests for dependant samples (95% significance level) were performed using STATISTICA V10 computer software (StatSoft Inc., Tulsa, USA).

4.2.4 Results

Computed angles for the developed Single X-ray method and the reference method are reported in Table 4-2, and simulated brace correction with both models is reported in Table 4-3. There was a mean difference of 1.4° and 1.7° for thoracic and thoraco-lumbar/lumbar Cobb angles respectively between the two methods. In the sagittal plane, the mean difference was 2.6° for the kyphosis and 5.5° for the lordosis. There was a mean difference of 2.8° for thoracic and 2.4° for thoraco-lumbar/lumbar Cobb angles when comparing simulated brace correction between the two methods. In the sagittal plane, the mean difference was of 3.5° for the kyphosis and 5.4° for the lordosis. Maximum differences in the coronal plane were of 4.2° and 3.1° for thoracic and thoraco-lumbar/lumbar Cobb angles before brace simulation and 7.6° and 4.2° for thoracic and thoraco-lumbar/lumbar Cobb angles with the simulated brace correction.

The detailed results for one case (P4) are presented in Figure 4-3. For the Single X-ray method, the lumbar Cobb angle was reduced from 20° to 12° while for the model built with the reference method, the same angle was reduced from 22° to 12° .

Table 4-2 Computed analytical angles (in degrees) of the 3D reconstructed spine built with the reference and Single X-ray methods

	THORACIC COBB ANGLE			THORACO-LUMBAR/LUMBAR COBB ANGLE			THORACIC KYPHOSIS			LUMBAR LORDOSIS		
	Reference Model	Single X-ray Model	Difference	Reference Model	Single X-ray Model	Difference	Reference Model	Single X-ray Model	Difference	Reference Model	Single X-ray Model	Difference
P1	15.3	15.0	0.3	-18.8	-17.4	-1.4	34.3	38.8	-4.5	-46.3	-52.1	5.8
P2	22.9	27.2	-4.2	-26.1	-27.9	1.7	44.7	39.2	5.4	-55.5	-50.7	-4.8
P3	39.2	36.0	3.2	-31.0	-29.8	-2.1	34.3	34.1	0.3	-51.4	-62.0	10.7
P4	0.6	0.2	0.4	-22.5	-20.1	-2.4	36.5	34.4	2.1	-56.3	-55.6	-0.8
P5	25.4	26.4	-0.9	-3.1	-5.3	2.2	56.4	57.8	-1.4	-72.1	-75.8	3.7
P6	22.7	21.6	1.1	-35.2	-35.2	-0.1	54.4	57.3	-2.9	-47.9	-56.2	8.4
P7	4.5	3.2	1.3	28.2	29.4	-1.2	56.2	56.7	-0.5	-64.5	-61.1	-3.4
P8	39.0	40.5	-1.4	-31.2	-31.2	0.1	45.3	40.6	4.7	-51.6	-42.7	-8.9
P9	46.6	45.5	1.1	-30.3	-33.4	3.1	29.8	33.3	-3.5	-63.2	-56.8	-6.4
P10	-26.1	-26.2	0.1	14.4	16.8	-2.4	39.7	38.6	1.1	-53.8	-51.9	-1.9
ABSOLUTE MEAN			1.4			1.7			2.6			5.5
SD			2.0			2.0			3.3			6.6
P-VALUE			0.9			0.7			0.9			0.9

Table 4-3 Computed analytical angles (in degrees) of the 3D reconstructed spine built with the reference and One X-ray methods and simulated brace correction

	THORACIC COBB ANGLE			THORACO-LUMBAR/LUMBAR COBB ANGLE			THORACIC KYPHOSIS			LUMBAR LORDOSIS		
	Reference Model	Single X-ray Model	Difference	Reference Model	Single X-ray Model	Difference	Reference Model	Single X-ray Model	Difference	Reference Model	Single X-ray Model	Difference
P1	7.0	11.0	-4.0	-14.9	-13.7	-1.2	32.4	29.7	2.8	-40.8	-45.7	4.9
P2	15.6	23.2	-7.6	-16.7	-19.2	2.5	36.4	32.1	4.4	-43.3	-43.6	0.2
P3	29.2	29.0	0.2	-26.8	-22.7	-4.1	39.2	33.1	6.1	-45.9	-57.7	11.8
P4	1.1	2.1	-1.0	-12.0	-11.9	0.0	35.1	35.6	-0.5	-52.8	-51.5	-1.3
P5	15.6	19.3	-3.7	-5.6	-6.4	0.8	59.2	58.1	1.2	-70.6	-72.2	1.7
P6	18.4	18.7	-0.3	-24.1	-28.7	4.6	55.0	56.8	-1.8	-39.9	-52.7	12.7
P7	11.3	8.3	3.0	19.8	23.2	-3.5	49.5	52.2	-2.7	-54.3	-51.5	-2.8
P8	29.6	31.5	-1.9	-33.1	-28.9	-4.2	47.3	38.5	8.8	-50.1	-40.1	-10.0
P9	38.5	35.0	3.5	-36.3	-35.5	-0.8	28.4	33.7	-5.3	-68.5	-60.7	-7.9
P10	-21.6	-18.6	-2.9	14.2	16.0	-1.9	43.2	41.3	1.9	-53.1	-52.3	-0.8
ABSOLUTE MEAN			2.8			2.4			3.5			5.4
SD			3.3			2.9			4.3			7.4
P-VALUE			0.2			0.4			0.3			0.7

4.2.5 Discussion

This study showed the feasibility of reconstructing in 3D the anatomy of the spine, rib cage and pelvis and enabling to perform CAD/CAM and finite element simulation of braces for the correction of spinal deformities using a single coronal X-ray and the surface scan of the patient torso. The developed technique distinguishes itself from current techniques that necessitate at least a calibrated pair of radiographs (Delorme et al., 2003; Kadoury et al., 2007), with the advantage of lowering the cost and ionizing exposure for the patients.

The model was quite accurate in the coronal plane since the developed technique fully used the spine geometry features from the coronal radiograph. Also, it took advantage of the true dimensions of the surface scan to scale the size of the spine subjected to the magnification of the radiographic conical projection. The documented accuracy was below the 3° inaccuracy for manual or computer-assisted radiographic measurement of Cobb angles (Aubin et al., 2011; Shea et al., 1998).

In the sagittal plane, as expected, the accuracy was less good, as the estimated sagittal curvature of the spine relies on the available shape of the torso scan, as well as on the sagittal curvatures of the selected case from the database, which may differ from the actual case. The distance between the back and the spine depends on the thickness of patient's soft tissues, which may vary according to patient's morphotype, and therefore limits the adjustment of the sagittal curvatures. A limitation of the study was the limited number of cases in the database. However, one could assume that with the availability of a larger dataset, it would increase the capability to find a more similar case relative to the overall shape of the spine and axial orientation of the vertebrae, and therefore have a better fit in the sagittal plane. Yet the accuracy was found to be clinically acceptable, as it is similar to the measurement accuracy of sagittal plane radiographs. For instance, (Leroux et al. (2000)) documented a mean absolute difference of 5° for the lordosis and 6° for the kyphosis using a stereoradiographic technique and a linear correlation method to measure sagittal curvatures.

The impact of 3D reconstruction inaccuracies had no significant impact when used to design and simulate brace correction using FEM derived from the 3D reconstruction, as the difference in terms of the predicted correction also was within the clinical error of todays' measurement methods. This new method allows FEM simulations of braces on patients' models obtained without a calibrated

sagittal radiograph. As a result, more healthcare centers can benefit the use of FEM simulations for brace design in order to improve brace effectiveness.

4.2.6 Conclusion

This study showed the feasibility to build a 3D personalized patient model with a single coronal X-ray and a surface scan of the torso, which can be used to design and simulate braces. The documented accuracy of the reconstructed anatomy was 2° in the coronal plane and 6° in the sagittal plane, while the simulated braces derived from the 3D reconstruction had similar accuracy as compared to existing methods based on two radiographs. The developed Single X-ray method can be used as an alternate 3D reconstruction method for brace simulation when a sagittal X-ray is not available.

4.2.7 Reference

- Aubin, C. E., Bellefleur, C., Joncas, J., de Lanauze, D., Kadoury, S., Blanke, K., . . . Labelle, H. (2011). Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine*, 36(12), E780-E790.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., de Guise, J. A., & Labelle, H. (1996). A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Ann. Chir.*, 50(8), 641-650.
- Clin, J., Aubin, C., 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., & Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Med Biol Eng Comput*, 45(5), 467-473.
- 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

- 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. E., 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.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(8), 989-998.
- 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*, 27(10), 999-1005. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.006
- Goldberg, M. S., Mayo, N. E., Levy, A. R., Scott, S. C., & Poîtras, B. (1998). Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizing radiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology*, 9(3), 271-278.
- Hoffman, D. A., Lonstein, J. E., Morin, M. M., Visscher, W., Harris III, B. S., & Boice Jr, J. D. (1989). Breast cancer in women with scoliosis exposed to multiple diagnostic x rays. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 81(17), 1307-1312.
- 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. *Med Eng Phys*, 31(6), 681-687.
- 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. *Med Biol Eng Comput*, 45(6), 591-602.

- Leroux, M. A., Zabjek, K., Simard, G., Badeaux, J., Coillard, C., & Rivard, C. H. (2000). A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine, 25*(13), 1689-1694.
- Pazos, V., Cheriet, F., Danserau, J., Ronsky, J., Zernicke, R. F., & Labelle, H. (2007). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European Spine Journal, 16*(11), 1882-1891.
- Perie, D., Aubin, C. E., 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.
- Perie, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Labelle, H., & Dansereau, J. (2004). Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clin Biomech, 19*(2), 190-195. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.003
- Shea, K. G., Stevens, P. M., Nelson, M., Smith, J. T., Masters, K. S., & Yandow, S. (1998). A Comparison of Manual Versus Computer-Assisted Radiographic Measurement: Intraobserver Measurement Variability for Cobb Angles. *Spine, 23*(5), 551-555.
- Wong, M. S. (2011). Computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD/CAM) system for construction of spinal orthosis for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Physiother Theory Pract, 27*(1), 74-79. doi: 10.3109/09593980903269741
- Wong, M. S., Cheng, J. C. Y., & Lo, K. H. (2005). A comparison of treatment effectiveness between the CAD/CAM method and the manual method for managing adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int, 29*(1), 105-111. doi: 10.1080/17461550500069547

Figures

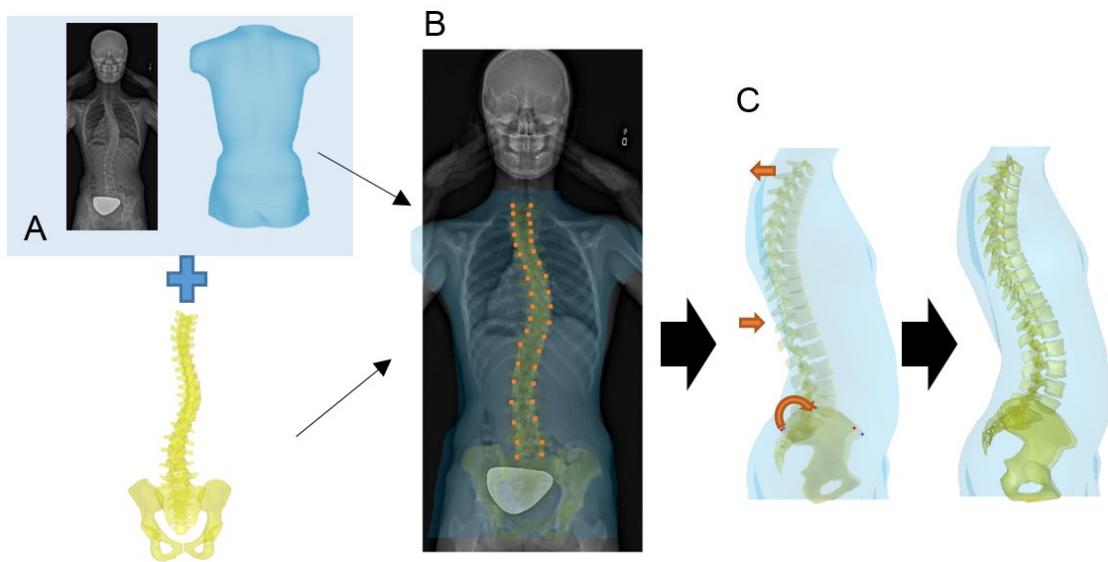


Figure 4-1 Steps to build the spine and pelvis models. A- Patient's coronal X-ray and external surface scan and 3D deformable model of a spine and pelvis from a database; B- Scaling and mapping of the X-ray, surface scan and of the 3D deformable model; C- Sagittal adjustment of the spine and pelvis models

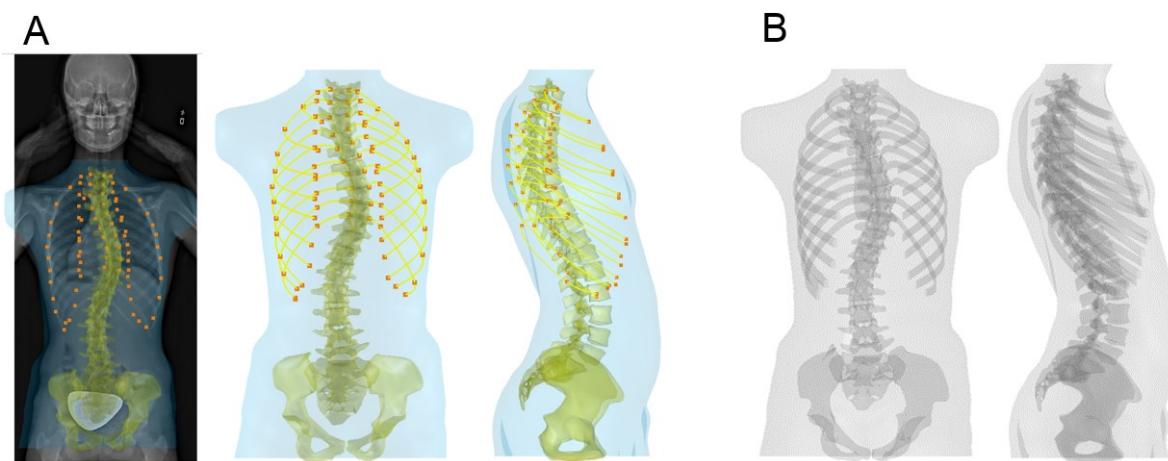


Figure 4-2 Steps to build the rib cage model. A–Control points selected on each rib of the coronal X-ray and projection onto the sagittal plane using the surface and soft tissue thickness considerations; B–completed personalized patient trunk 3D geometry

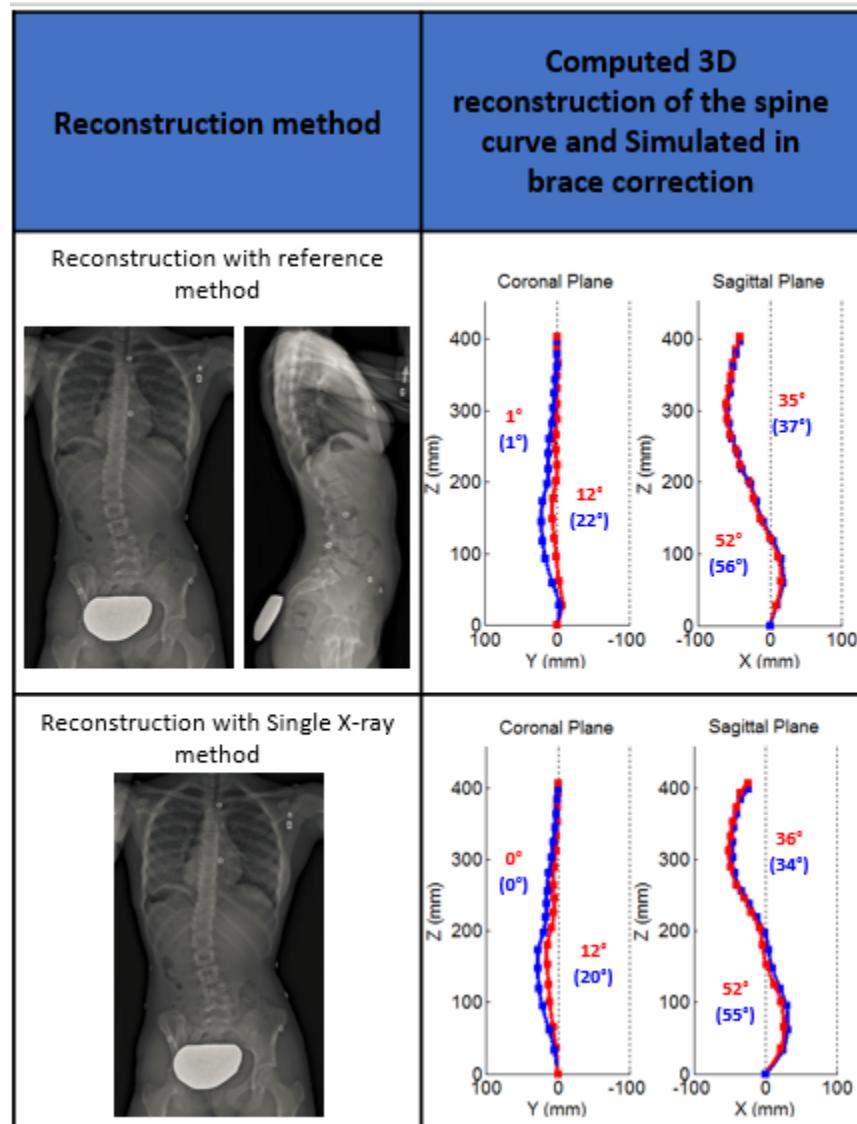


Figure 4-3 Computed 3D reconstruction of the spine curve (blue) and Simulated in brace correction (red) and computed Cobb angles

4.3 Détails sur la méthode de reconstruction UneRx et résultats complémentaires

Les résultats détaillés pour l'ensemble des patients sont présentés à l'annexe A. Les 4 prochaines sous-sections présentent plus en détail certaines étapes de la méthode de reconstruction *UneRx*.

4.3.1 Détails sur la méthode : Ajustement des vertèbres dans le plan sagittal

La méthode de l'ajustement des vertèbres dans le plan sagittal a été basée sur des observations de radiographies sagittales de patients n'ayant pas été utilisées dans l'étude, qui permettent de suggérer que l'épaisseur des tissus mous entre l'apophyse épineuse et la surface du dos est plus petite pour les vertèbres dans la zone thoracique et plus grande pour les vertèbres dans la zone lombaire. Cette épaisseur des tissus mous a été calculée en projetant le point correspondant à l'apophyse épineuse de la vertèbre sur la partie postérieure du scan de surface. L'épaisseur des tissus mous entre l'apophyse épineuse de la vertèbre T1 et la surface du dos a été fixée à 10 mm¹ pour tous les patients. L'épaisseur désirée pour les autres vertèbres a été calculée de manière à ce que celle-ci soit située entre 10 mm et l'épaisseur des tissus mous de l'apophyse épineuse de L5 dans le but d'avoir une plus petite épaisseur de tissus mous dans la zone thoracique et une plus grande dans la zone lombaire. Une équation linéaire a été calculée à partir des coordonnées de T1 et L5 reliant la profondeur des tissus mous à la hauteur de la vertèbre. Par calculs avec l'équation linéaire de la profondeur des tissus mous en fonction de la hauteur de la vertèbre, les épaisseurs de tissus mous associées aux vertèbres entre T1 et L5 ont été déterminées. La Figure 4-4A et la Figure 4-4C montrent les distances entre les apophyses épineuses et le scan de surface avant et après l'ajustement du profil sagittal. Une distance négative indique que les apophyses épineuses sont à l'extérieur du scan de surface. La Figure 4-4B indique les déplacements à appliquer sur les vertèbres afin d'éloigner (valeurs négatives) ou de rapprocher (valeurs positives) leurs apophyses épineuses de la surface du dos.

¹ Une étude morphométrique a été effectué sur un patient référence où une distance de 10.37 mm a été mesurée entre l'apophyse épineuse et le scan de surface.

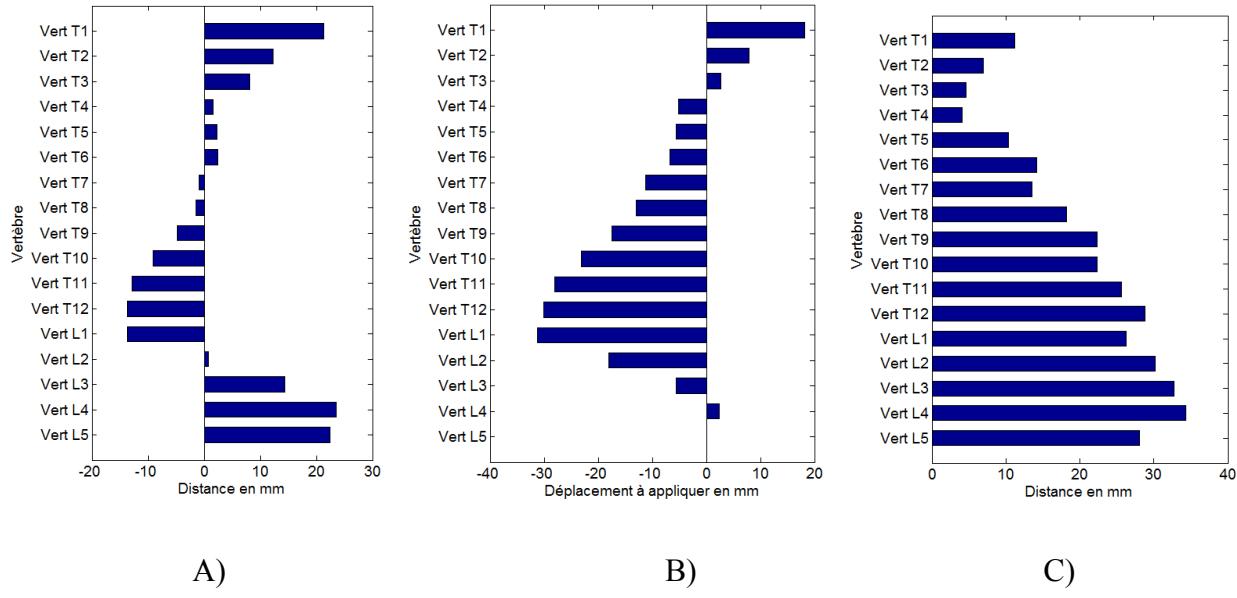


Figure 4-4 A) Distance entre les apophyses épineuses et le scan de surface avant l'ajustement du profil sagittal B) Déplacements calculés à appliquer aux vertèbres afin de les rapprocher ou éloigner de la surface externe du dos C) Distance entre les apophyses épineuses et le scan de surface après l'ajustement du profil sagittal

Dans l'exemple présenté, les vertèbres T1 et L1 du MÉF de la colonne vertébrale ont été déplacées dans le plan sagittal dans le but d'ajuster la balance et augmenter la lordose. La Figure 4-4 C montre les distances finales entre l'apophyse épineuse et le scan de surface après l'ajustement du profil sagittal et illustre que toutes les apophyses épineuses se retrouvent à l'intérieur de la surface externe du dos et que l'épaisseur des tissus mous entre les apophyses épineuses et la surface du dos est plus petite dans la région thoracique que dans la région lombaire.

4.3.2 Détails sur la méthode : Modélisation du bassin

4.3.2.1 Krigeage dans le plan coronal

Le krigeage du bassin dans le plan coronal a été effectué à partir de 6 points de contrôles : 4 sur les crêtes iliaques et 2 sur les cotyles. Les points de contrôle sont montrés à la figure suivante. Le krigeage a été effectué en 2D à partir des 6 marqueurs anatomiques (points de contrôle) identifiés

sur la radiographie coronale. Les coordonnées en profondeur postéro-antérieure du bassin sont celles du modèle déformable.

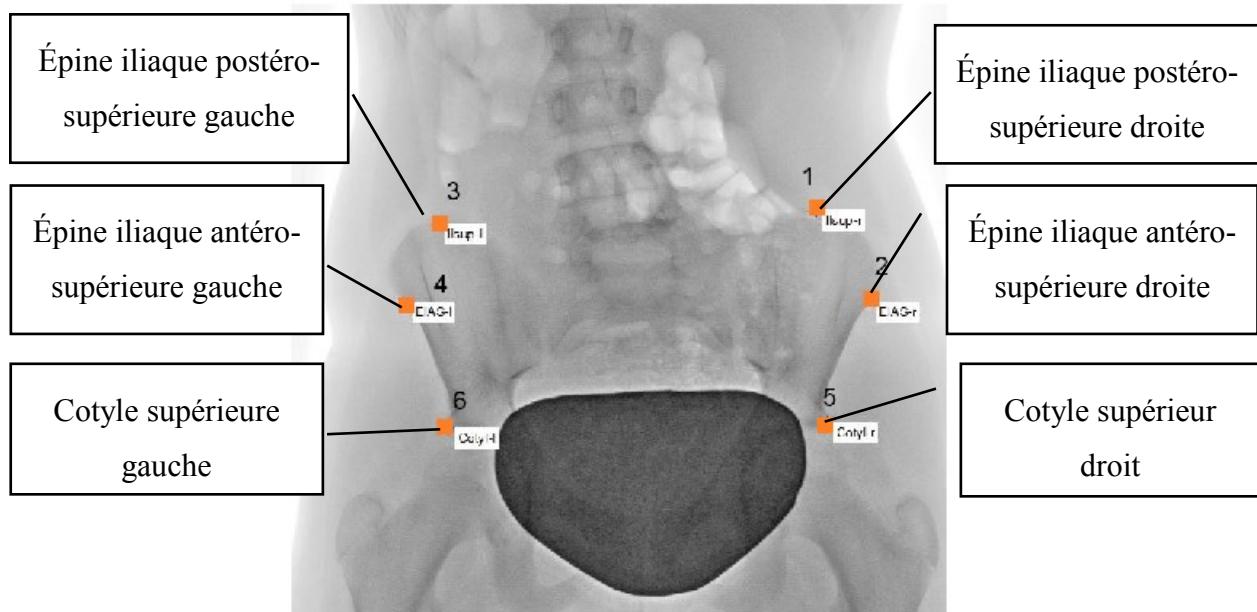


Figure 4-5 Points de contrôle pour le krigeage du bassin

4.3.2.2 Rotation du bassin pour l'ajustement du modèle *UneRx* dans le plan sagittal

La rotation du bassin autour de S1 pouvait être contrôlée lors de l'ajustement en sagittal du MÉF de la colonne vertébrale et du bassin. Pour les modèles ne nécessitant pas une modification de l'angulation du bassin, tous les nœuds de celui-ci ont été bloqués. Pour les patients dont les courbures lombaires du modèle déformable ne correspondaient pas aux courbures du dos du scan de surface, une rotation a été effectuée autour du plateau centre de S1 pour augmenter ou diminuer la lordose. Tous les degrés de liberté des nœuds du bassin sont libérés, exceptées les translations en x, y z et les rotations autour des axes x et z du nœud correspondant au centre du plateau de S1. Les résultats peuvent être observés aux figures suivantes où un angle de 20° dans le sens horaire a été appliqué au segment reliant le sacrum inférieur et le centre du plateau de S1.

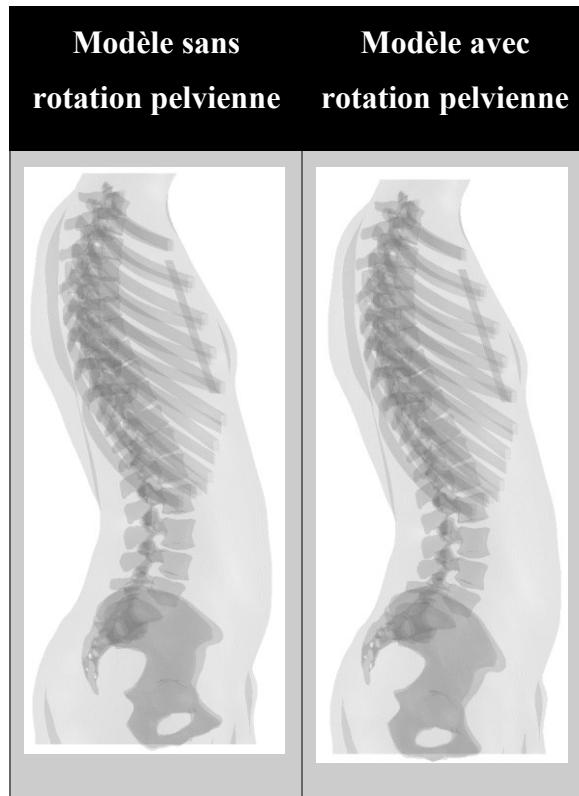


Figure 4-6 Reconstruction *UneRx* sans et avec rotation du bassin de 20° dans le sens horaire

L’observation des modèles de la figure précédente indique que la rotation du bassin dans le plan sagittal modifie légèrement les courbures de la région lombaire en augmentant la lordose. Ainsi, une rotation du bassin dans le plan sagittal dans le sens horaire permet d’augmenter les courbures lombaires.

4.3.3 Détails sur la méthode : Modélisation des côtes

La géométrie de chaque côte est définie avec 5 points. Les coordonnées 3D du premier point représentant la tête de la côte sont approximées par les coordonnées du plateau vertébral gauche/droit du modèle déformable.

Trois points le long de la côte sont ensuite sélectionnés par l’utilisateur sur la radiographie recalée sur le scan de surface: un point postérieur, un point latéral et un point antérieur (voir Figure 4-7 A). Le point postérieur est positionné sur l’extrémité postérieure de la côte, le point latéral correspond à la limite dans le plan coronal du corps de la côte et le point antérieur correspond l’extrémité antérieure de la côte. De plus, 10 points le long du sternum à la jonction de chaque paire

de côtes sont sélectionnés. Les points sélectionnés sur la radiographie ont leurs coordonnées en y et z définies. Leur coordonnée en x est momentanément fixée à la valeur du milieu de la distance entre la coordonnée en x maximale (limite antérieure) et la coordonnée en x minimale (limite postérieure) du scan de surface.

Une épaisseur moyenne de tissus mous du patient est estimée en projetant le point latéral des 8^{es} côtes selon l'axe des y sur le scan de surface. La moyenne des distances entre ces points et leur projection sur la surface du scan correspond à l'estimation de l'épaisseur moyenne de tissus mous du patient.

En prenant en compte l'épaisseur moyenne de tissus mous, les points postérieurs sont projetés sur la surface postérieure du scan de surface et les points du sternum sur la surface antérieure du scan de surface pour déterminer leurs positions dans le plan sagittal (coordonnées en x). Afin de prendre en compte l'espace des omoplates, les coordonnées en x des côtes de T1 à T5 sont recalculées avec une interpolation d'une spline 2D passant par l'apophyse transverse de T1 et les points postérieurs des côtes de T6 à T10.

La coordonnée en x des points latéraux des côtes est estimée par la coordonnée en x des plateaux supérieurs gauche ou droite de leur vertèbre.

La coordonnée en x des points antérieurs des côtes de T1 à T5 correspond à la coordonnée en x de la jonction des côtes le long du sternum. Les points antérieurs des côtes de T1 à T5 n'ont pas été projetés sur le scan de surface pour prendre en compte le volume des seins. Pour prendre en compte les tissus mous de l'abdomen :

- la coordonnée en x des points antérieurs des côtes de T6 est estimée par la coordonnée en x du point antérieur des côtes de T5,
- la coordonnée en x des points antérieurs des côtes de T7 est estimée par la coordonnée en x du point antérieur des côtes de T4,
- la coordonnée en x des points antérieurs des côtes de T8 est estimée par la coordonnée en x du point antérieur des côtes de T3,
- la coordonnée en x des points antérieurs des côtes de T9 est estimée par la coordonnée en x du point antérieur des côtes de T2,

- la coordonnée en x des points antérieurs des côtes de T10 est estimée par la coordonnée en x du point antérieur des côtes de T1.

Des splines reliant le plateau supérieur gauche/droit, le point postérieur, le point latéral et le point antérieur de chaque côte permet la modélisation de la cage thoracique (voir Figure 4-7 B).

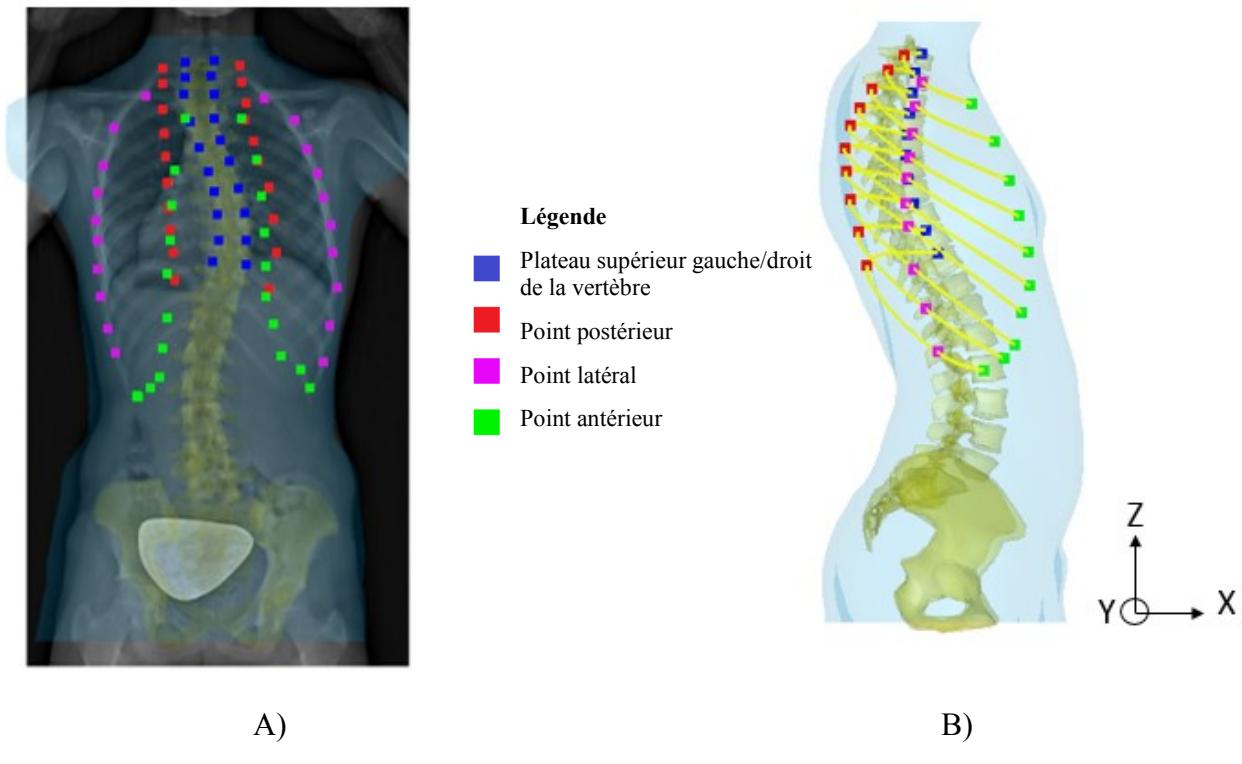


Figure 4-7 Modélisation des côtes
A) Sélection des points de contrôle sur la radiographie PA
B) Projection des points sur le scan de surface et ajustements de la profondeur (côte droite seulement)

Les prochaines sous-sections présentent les résultats complémentaires du projet de maîtrise qui n'ont pas été présentés dans l'article.

4.3.4 Résultats complémentaires : Comparaison des hauteurs verticales des rachis

Afin d'évaluer la précision de la mise à l'échelle de la radiographie avec le scan de surface, les hauteurs des projections des centres des plateaux supérieurs des vertèbres T1 à S1 dans le plan coronal ont été calculées pour les modèles reconstruits avec la méthode *UneRx* et la méthode de référence. Les résultats sont présentés dans le tableau suivant.

Tableau 4-4 Hauteurs en mm du rachis de T1 à S1 pour les modèles reconstruits avec la méthode de référence et la méthode *UneRx*

	Reconstruction méthode de référence	Reconstruction méthode <i>UneRx</i>	Différence
P1	397,7	393,4	-4,3
P2	381,9	391,8	9,9
P3	369,4	372,2	2,8
P4	396,8	396,5	-0,4
P5	307,8	321,8	14,0
P6	427,4	428,6	1,2
P7	324,3	322,8	-1,5
P8	412,8	419,4	6,6
P9	365,3	368,6	3,2
P10	368,3	367,3	-1,0
Moyenne absolue			4,5
Écart-type			5,6

Des comparaisons statistiques effectuées sur les modèles géométriques reconstruits avec la méthode *UneRx* et avec la méthode de référence montrent une différence moyenne absolue de 4,5 mm et un écart-type de 5,6 mm entre les centres des plateaux supérieurs des vertèbres T1 et S1. Après avoir vérifié la normalité des distributions des deux groupes, un test-t de Student pour échantillon apparié a été effectué et il a été vérifié qu'il n'y avait pas de différence statistiquement

significative entre les deux groupes (valeur-p=0,85). De plus, cette différence n'a pas d'effet statistiquement significatif sur les simulations de corsets puisqu'il n'y pas de corrélation (niveau significatif à valeur-p $\leq 0,05$) entre des différences de hauteurs des rachis et les différences d'angle de Cobb en thoracique (valeur-p=0,25) et en lombaire (valeur-p=0,49) en comparant les géométries des modèles issus des deux méthodes de reconstruction après simulations du corset.

Les deux prochaines sous-sections présentent les résultats aux études de sensibilité qui ont permis de justifier les choix de modélisation dans la méthode de reconstruction.

4.3.5 Étude de sensibilité 1 : Choix du nombre de vertèbres à déplacer pour l'ajustement du profil sagittal

Une étude de sensibilité a été effectuée sur un patient afin de déterminer le nombre de vertèbres à déplacer lors de l'ajustement du MÉF de la colonne vertébrale dans le plan sagittal pour avoir des courbures sagittales les plus fidèles au profil du patient. Quatre cas de figure ont été évalués où 2 à 5 vertèbres de contrôle ont été déplacées pour effectuer l'ajustement de la forme du rachis dans le plan latéral. Les profils sagittaux obtenus avec la méthode *UneRx* ont été comparés avec le profil du même patient reconstruit avec la méthode de référence.

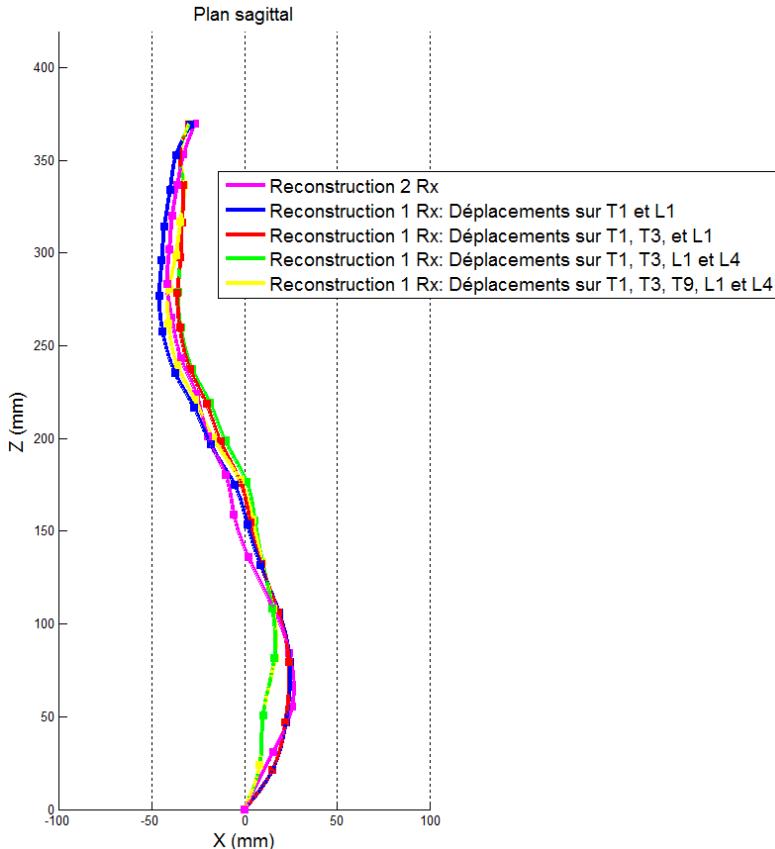


Figure 4-8 Courbures spinales dans le plan sagittal comparant la reconstruction de référence et les reconstructions *UneRx* avec déplacements de 2, 3, 4 et 5 vertèbres

Il est possible d'observer que les courbures spinales des reconstructions *UneRx* avec les déplacements sur 4 et 5 vertèbres (courbes jaunes et vertes) ont des courbures lombaires très différentes de la reconstruction obtenue avec la méthode de référence. De plus, ces résultats suggèrent que plus un nombre important de vertèbres sont contrôlées en déplacement, moins la courbure sagittale est lisse et plus elle montre des distorsions. D'un autre côté, les courbures spinales des reconstructions *UneRx* avec les déplacements sur 2 et 3 vertèbres sont très semblables à celle reconstruite avec la méthode de référence. Pour tous les patients, 2 vertèbres ont donc été déplacées pour leur ajustement dans le plan sagittal.

Par la suite, une meilleure approche pour des études futures a été évaluée pour systématiser le choix des vertèbres à déplacer dans le MÉF. Le cas de figure testé était d'appliquer des déplacements sur la vertèbre T1, sur l'apex thoracique et sur l'apex lombaire dans le plan sagittal.

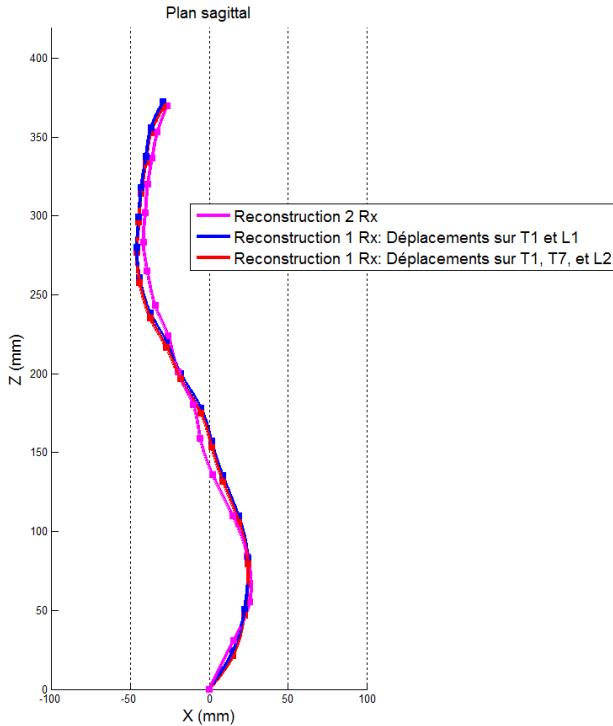


Figure 4-9 Courbures spinales dans le plan sagittal comparant la reconstruction de référence et la reconstruction *UneRx* avec déplacements de 2 vertèbres, 3 vertèbres (T1, apex thoracique que apex lombaire)

Il est possible d'observer que les 3 courbures spinales sont très semblables. Le résultat obtenu avec les déplacements de T1, l'apex thoracique et l'apex lombaire est satisfaisant et le choix automatisé de ces vertèbres pourrait être utilisé afin d'améliorer la standardisation de la méthode de reconstruction pour des études futures.

4.3.6 Étude de sensibilité 2 : Effet de la méthode de reconstruction de la cage thoracique sur les simulations

La méthode de reconstruction des côtes était principalement basée sur l'observation de modèles 3D de patients ayant été reconstruits avec 2 radiographies. Le but de la méthode était d'obtenir une cage thoracique avec des formes réalistes, en plus d'avoir une réponse mécanique semblable à celle produite par un MÉF dont la géométrie d'entrée est obtenue par reconstruction 3D à partir de 2 radiographies. Les buts de cette étude de sensibilité étaient d'évaluer les géométries des côtes obtenues avec la nouvelle méthode et d'évaluer l'effet des approximations des formes des côtes sur les simulations du traitement par corset. Cette étude a été effectuée pour un patient. La cage

thoracique de ce patient a été reconstruite avec la méthode *UneRx*, puis avec la méthode de référence utilisant 2 radiographies

Dans un premier temps, la profondeur postéro-antérieure et la largeur de la cage thoracique pour chaque paire de côtes ont été mesurées. De plus, la gibbosité pour les côtes de la vertèbre apicale (T8) a été mesurée à partir d'une image transverse de celles-ci (voir Figure 4-10). Les différences de mesures pour les géométries des côtes obtenues avec la méthode *UneRx* et celles reconstruites avec la méthode de référence sont présentées au tableau suivant.

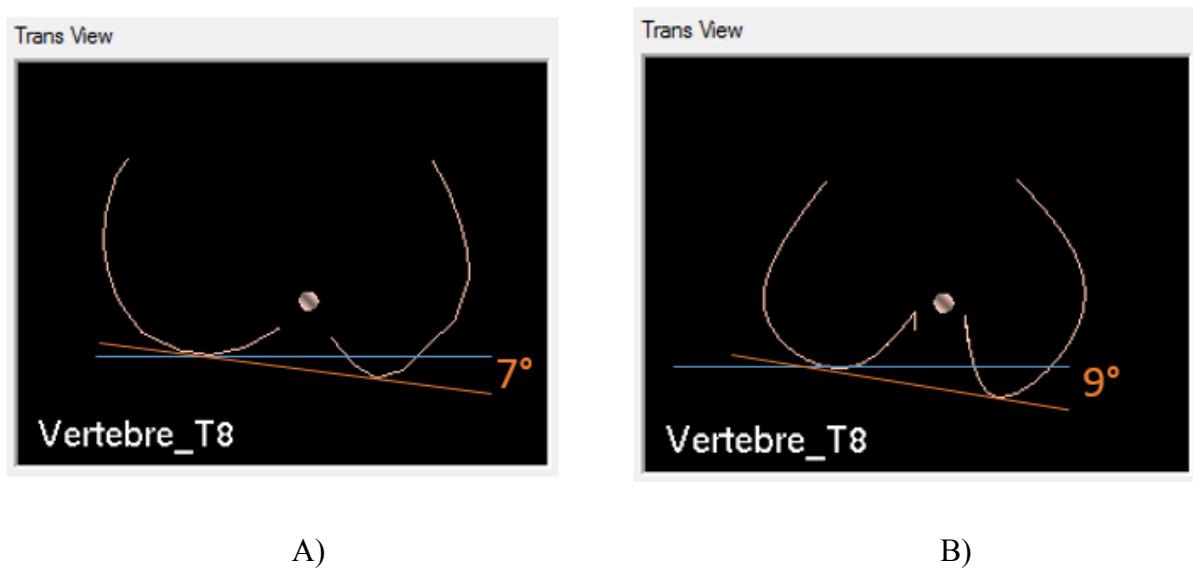


Figure 4-10 Mesures de la gibbosité aux côtes de la vertèbre apicale des modèles reconstruits avec A) la méthode de référence B) la méthode *UneRx*

Tableau 4-5 Comparaison des profondeurs et largeurs des modèles de cages thoraciques reconstruites avec la méthode de référence et la méthode *UneRx*

Profondeur des côtes					Largeur des côtes			
	Référence (mm)	UneRx (mm)	Différence (mm)	Pourcentage (%)	Référence (mm)	UneRx (mm)	Différence (mm)	Pourcentage (%)
T1	39	52	14	35%	112	104	-8	-7%
T2	76	86	10	13%	168	165	-3	-2%
T3	96	109	13	14%	188	184	-4	-2%
T4	121	123	2	2%	212	200	-13	-6%
T5	122	135	13	11%	218	208	-10	-5%
T6	123	139	16	13%	221	212	-9	-4%
T7	126	133	7	6%	221	213	-8	-4%
T8	125	124	-1	-1%	225	214	-11	-5%
T9	107	110	3	3%	215	204	-11	-5%
T10	86	84	-2	-2%	199	186	-13	-6%
Différence moyenne absolue				10%				5%

Le pourcentage moyen de différence sur les mesures de profondeur en postéro-antérieure est de 10% et sur les mesures de largeur des côtes de 5%. La différence sur la gibbosité est de 2°.

Les géométries 3D ont été converties en MÉF puis ont été utilisées pour effectuer des simulations du port d'un corset. Les résultats de la simulation du port du corset sont présentés à la figure suivante.

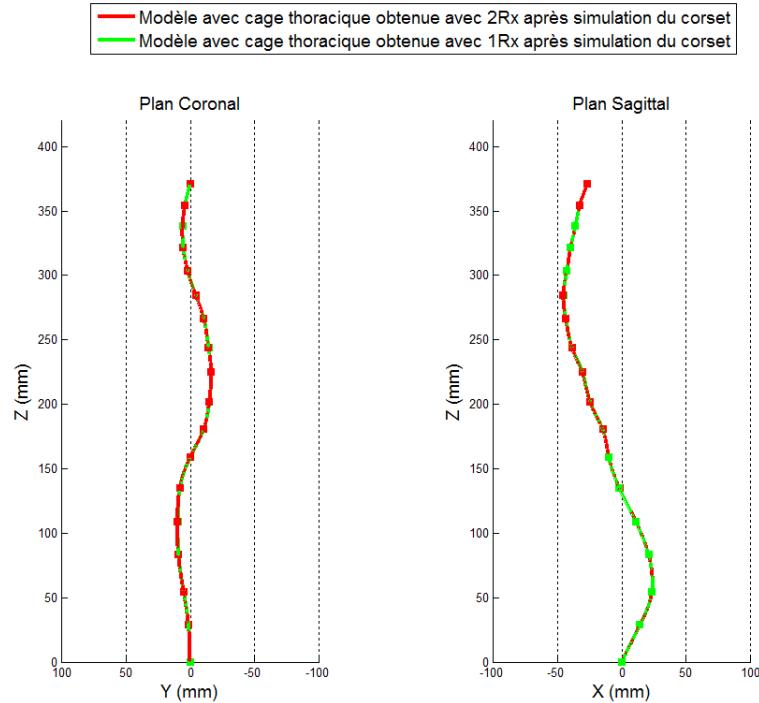


Figure 4-11 Courbures spinales après simulation du corset pour modèles de cage thoracique obtenus avec la méthode de reconstruction de référence (rouge) et *UneRx* (vert)

Les courbes après simulation du corset sont quasi identiques. Une différence de position des centroïdes des vertèbres de 0,1 mm entre les deux géométries obtenues a été calculée. Les approximations des méthodes de reconstruction des côtes ont donc très peu d'influence sur les simulations de corsets, et ce même avec des différences de grandeur des côtes telles que celles rapportées au tableau 4.2.

CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'étude réalisée au cours de ce projet de maîtrise avait pour but premier de développer une méthode de reconstruction de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin à partir d'une radiographie coronale et d'un scan de surface du tronc du patient. Les reconstructions de 10 patients ont été effectuées avec la méthode *UneRx* et comparées aux reconstructions de ces mêmes patients avec une méthode requérant 2 radiographies. Des différences moyennes absolues de 1,4° et 1,7° ont été obtenues pour les angles de Cobb thoracique et lombaire. Cette erreur est acceptable puisqu'elle est inférieure à 3°, qui est l'erreur de mesure manuelle sur des radiographies ou pouvant être générée par un logiciel ayant la même fonction (Aubin et al., 2011; Shea et al., 1998). Pour les courbures sagittales, les différences moyennes sont de 2,6° pour la cyphose et 5,5° pour la lordose. En comparant ces résultats avec deux études qui utilisent des méthodes optiques pour mesurer la cyphose et lordose à partir de la forme du dos, l'erreur obtenue est à l'intérieur du niveau d'erreur attendu. En effet, Leroux et al. (2000) obtiennent une erreur de 5° et 6° pour la cyphose et la lordose et Knott et al. (2016) une erreur de 9° et 10° respectivement.

Le deuxième objectif était de valider cette méthode en analysant les effets des modèles issus de la méthode de reconstruction *UneRx* sur la simulation de l'installation du corset. La comparaison des résultats après simulation du corset sur les modèles reconstruits avec la méthode de référence et *UneRx* montre une différence moyenne absolue inférieure à 3° pour les angles de Cobb thoracique et lombaire. Dans le plan sagittal, les différences moyennes étaient de 3,5° pour la cyphose et 5,4° pour la lordose. Puisque les simulations sont effectuées de la même façon sur les 2 modèles, il est possible de suggérer que les différences après simulations sont principalement causées par les différences des géométries reconstruites par les 2 méthodes. Dans les prochains paragraphes, il sera discuté des différentes approximations de la méthode *UneRx*, leurs conséquences sur les résultats de simulation et des pistes d'amélioration.

Concernant la mise à l'échelle de la radiographie coronale, des comparaisons statistiques effectuées sur les modèles géométriques reconstruits avec la méthode *UneRx* et avec la méthode de référence montrent une différence moyenne absolue de 4,5 mm et un écart-type de 5,6 mm entre les hauteurs des rachis mesurés entre les centres des plateaux supérieurs des vertèbres T1 à S1 dans le plan coronal (Voir Tableau 4-4). La variabilité des hauteurs peut être expliquée par les différences de posture et de position du patient lors de la prise des radiographies et du scan de surface qui rend

difficile la superposition de la radiographie et la mise à l'échelle de celle-ci avec le scan de surface. La radiographie est habituellement prise avec les mains devant le visage et les bras en flexion avec un angle de 45° par rapport à la vertical (Janssen, Drevelle, Humbert, Skalli, & Castelein, 2009), alors que le scan de surface est obtenu avec les bras en extension surélevés de part et d'autre du corps (Cheriet et al., 2010). Ainsi, les contours du patient visible sur la radiographie coronale ne correspondent pas tout-à-fait aux contours apparaissant sur la vue frontale du scan de surface, ce qui rend difficile la superposition de ces deux géométries et peut engendrer des erreurs lors de l'étape de mise à l'échelle.

Cependant, les différences de hauteur des rachis ne semblent pas avoir de conséquence sur les mesures d'angle de Cobb des modèles reconstruits avec la méthode *UneRx*. Par exemple, pour le patient avec la plus grande différence de hauteur (patient 5 avec 14 mm de différence), la comparaison des modèles reconstruits avec la méthode *UneRx* et la méthode de référence montre une différence d'angle de Cobb de 1° et après simulation du corset, cette différence est de 3°, ce qui est à l'intérieur des erreurs moyennes obtenues pour l'ensemble des patients. Par contre, bien qu'aucune corrélation n'ait été déterminée entre les différences de hauteurs de rachis et les différences d'angle de Cobb après simulation du corset, il est possible que les différences de position en hauteur des vertèbres des modèles reconstruits avec les deux méthodes puissent avoir un léger impact sur les résultats de corrections obtenues après simulations du corset. Lors de la simulation de l'installation du corset (conçu à partir du modèle 3D *UneRx*), les forces appliquées par le corset affectent les mêmes zones des surfaces extérieures des troncs des modèles *UneRx* et de référence, mais n'atteignent pas nécessairement les mêmes noeuds des vertèbres, ce qui peut engendrer des différences de résultats dans les simulations. Cependant, en réalité, lors du port d'un corset par le patient, le corset n'est pas toujours installé de façon parfaitement identique (position, tension des courroies) et le patient a une certaine liberté de mouvement ce qui implique que le corset peut légèrement être déplacé sur le tronc (Desbiens-Blais, 2012), ce qui cause probablement davantage de différence que ce qui a été trouvé dans notre étude. De plus, les différences acceptables obtenues après comparaisons des angles de Cobb des deux modèles après simulation indiquent que le scan de topographie de surface du tronc du patient pourrait être suffisant pour mettre à l'échelle la radiographie coronale.

L'ajustement du profil sagittal a été effectué par la méthode des éléments finis. Cette méthode a été choisie parce que des déplacements appliqués à quelques vertèbres de contrôle engendent un

réalignement réaliste des autres vertèbres. La position finale des vertèbres de contrôle est basée sur la forme externe du dos du patient, de la longueur de l'apophyse épineuse et de sa distance par rapport à la surface externe du tronc. Cette méthode repose sur l'hypothèse que la forme de la surface externe du dos permet de bien estimer la lordose et la cyphose. Jusqu'à présent, l'estimation des courbures sagittales à partir de méthodes optiques effectuées sur la surface externe du patient montre une erreur de 5° pour la cyphose et 6° pour la lordose (Leroux et al., 2000). Les résultats obtenus dans ce projet montrent une précision légèrement meilleure (2,6° pour la cyphose et 5,5° pour la lordose).

Une autre approximation est la position finale des vertèbres de contrôle qui est basé sur la distance finale de son apophyse épineuse et la surface externe du dos. Une distance de 10 mm a été déterminée à l'aide d'une étude morphométrique effectuée sur un patient pour représenter la distance entre l'apophyse épineuse de T1 et la surface externe. Une méthode standardisée de calcul des distances de l'apophyse épineuse et la surface externe a été utilisée afin de pouvoir déterminer le déplacement à appliquer sur les vertèbres de contrôle du MÉF de la colonne vertébrale. Les résultats optimaux ont été obtenus avec le déplacement de 2 ou 3 vertèbres de contrôles les plus éloignés de leur position optimale (Figure 4-8). L'étude préliminaire (Figure 4-9) avec le déplacement de T1, une vertèbre apicale sagittale thoracique et une vertèbre apicale sagittale lombaire a montré un résultat satisfaisant. L'utilisation automatisée du choix de ces vertèbres pourrait améliorer la standardisation de la méthode de reconstruction. L'analyse des résultats montre également que plus un nombre important de vertèbres sont contrôlées en déplacement, moins la courbure sagittale est lisse et plus elle montre des distorsions.

Afin de régler l'imprécision sur la position des vertèbres dans la vue sagittale, puisque leur position réelle est inconnue et l'approximation de celle-ci est basée sur un patient (pour la position de T1), deux options d'amélioration sont possibles. La première possibilité serait de joindre à la méthode reconstruction *UneRx* une acquisition postérieure des vertèbres par échographie par l'orthésiste, afin de déterminer la profondeur réelle des apophyses épineuse et d'augmenter la précision du modèle (Berton, Cheriet, Miron, & Laporte, 2016). La deuxième option serait d'effectuer une étude statistique prospective reliant la position de l'apophyse épineuse des vertèbres en fonction de la proportion des tissus adipeux visible dans la vue coronale sur des images CT ou IRM de patients scoliotiques ayant déjà été l'objet d'une étude au CHU Sainte-Justine. Cette étude permettrait de déterminer les distances entre les apophyses épineuses et la géométrie externe dans le but

d'appliquer des déplacements aux vertèbres dans la vue sagittale de manière plus systématique et adéquate au type morphologique du patient.

En ce qui concerne l'ajustement de la rotation du bassin dans le plan sagittal, le résultat présenté à la Figure 4-6 montre qu'une rotation effectuée autour de S1 permet de modifier légèrement les courbures sagittales. Cependant, afin d'avoir un meilleur contrôle sur l'augmentation ou la diminution des courbures lombaires, il serait nécessaire d'ajuster la rotation du bassin à partir d'une rotation autour des têtes fémorales et non autour de S1. Cependant, le MÉF utilisé dans ce projet n'a pas de nœuds correspondants à ces structures. Ainsi, afin de permettre un ajustement de l'incidence pelvienne de manière réaliste, il faudrait préalablement les ajouter dans le modèle.

Un paramètre n'ayant pas été pris en compte dans la méthode de reconstruction est la rotation axiale vertébrale, qui est seulement estimé dans le plan coronal. L'imprécision sur la rotation axiale pourrait avoir un impact sur les simulations. Au niveau thoracique, la rotation axiale des vertèbres a une incidence sur l'endroit où les têtes des côtes sont modélisées sur les vertèbres. L'application de pressions par le corset dans la zone thoracique du tronc engendre des forces qui sont appliquées sur les côtes et sont transmises à leur vertèbre. Selon l'endroit où la tête de la côte est insérée, le déplacement de la vertèbre pourrait en être affecté. Par contre, plusieurs études indiquent que le traitement avec le corset de Boston ne permet pas une correction significative de la rotation axiale des vertèbres apicales (Aubin, Dansereau, De Guise, & Labelle, 1997; Gignac et al., 2000; Labelle, Dansereau, Bellefleur, & Poitras, 1996). Ainsi, il est possible de penser que la personnalisation de la rotation n'améliorait pas de façon significative les résultats de simulation.

Par rapport à la méthode de reconstruction des côtes, les résultats de la deuxième étude de sensibilité effectuée sur un patient (Figure 4-11) montrent que la cage thoracique issue de la reconstruction *UneRx*, présentent une différence de mesure de 10% pour la profondeur et de 5% pour la largeur des côtes. La différence de mesure de profondeur est plus grande pour les côtes des vertèbres T1 à T3 (13 à 35% de différence) que pour les autres côtes. Ces différences élevées pour les côtes de T1 à T3 sont possiblement causées par une sous-estimation du volume des omoplates et des tissus mous. La différence de mesure de largeur des côtes est plutôt constante pour l'ensemble des côtes, où la largeur des côtes est en moyenne 5% plus petite que pour la reconstruction de référence. Cette différence peut être expliquée par la mise à l'échelle de la radiographie et l'erreur de mesure sur la sélection des points de contrôle de la limite latérale des

côtes sur la radiographie PA. Par contre, les résultats obtenus suite aux simulations du corset indiquent que le modèle issu de la reconstruction *UneRx* donne des résultats de correction similaires au modèle issu de la méthode référence lors de la simulation du corset. Ainsi, lors d'une simulation d'un corset, la cage thoracique reconstruite avec la méthode de reconstruction *UneRx* a une action mécanique similaire à une cage thoracique reconstruite avec 2 radiographies. De plus, la différence de gibbosité des côtes à la vertèbre apicale était de 2° entre le modèle *UneRx* et de référence, ce qui laisse penser que la projection des points postérieurs des côtes sur le dos du scan de surface permet une estimation acceptable de la gibbosité. Une étude plus approfondie des résultats de reconstruction et de simulations pour la gibbosité pourrait être effectuée pour permettre une évaluation de la méthode sur cet indice de l'apparence clinique.

De manière générale, le choix limité de modèles de la banque avec seulement 10 patients peut engendrer des imprécisions sur l'estimation du plan sagittal, en particulier si le modèle choisi présente un profil sagittal différent du patient à reconstruire. Ainsi, il serait pertinent d'augmenter le nombre de modèles dans la banque de données. Mais même avec un plus grand nombre de modèles dans la banque, la difficulté pour l'utilisateur demeurera toujours d'estimer celui qui ressemble le plus au patient à reconstruire. Dans cette optique, un ajout plus pertinent serait la sélection semi-automatique d'un modèle de référence en se servant des courbures dans le plan coronal suite à l'identification des points de contrôle sur la radiographie coronale. À partir de ces informations, le logiciel pourrait proposer quelques modèles de référence de patients avec le même profil coronal, mais présentant des profils sagittaux différents permettant à l'usager de choisir parmi ces choix réduits le modèle de la banque le plus semblable au patient.

Les modèles géométriques obtenus avec la méthode *UneRx* montrent des différences acceptables dans le plan coronal et des différences un peu plus élevées dans le plan sagittal compte tenu des données limitées utilisées dans la méthode. Cependant, il est important de rappeler que le design des corsets est avant tout basé sur le scan de surface, dont les technologies d'acquisition ont une précision d'au moins 2 mm (Knoops et al., 2017). De plus, les différences obtenues dans le plan coronal pour les différentes simulations sont inférieures à celles rapportées dans l'étude de Desbiens-Blais et al. (2012), où il a été déterminé que l'outil de simulation peut prédire les corrections scoliotiques par un corset avec une précision d'angle de Cobb de ±5° par rapport aux mesures obtenues cliniquement. La méthode de reconstruction *UneRx* pourrait donc être utilisée

afin de concevoir des corsets par CFAO et simulations lorsque la radiographie latérale n'est pas disponible.

La prochaine étape serait de valider la méthode de reconstruction avec une étude clinique permettant de comparer les résultats obtenus avec la méthode de reconstruction *UneRx*, le design et la simulation du corset avec des radiographies de patients portant les corsets conçus avec cette méthode.

CHAPITRE 6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif de ce travail était de développer une méthode de reconstruction de la colonne vertébrale, cage thoracique et bassin à partir des informations personnalisées d'un patient obtenues à partir de sa radiographie coronale et son scan de surface du tronc. Le contexte de ce projet était de permettre aux orthésistes qui n'ont pas de radiographie latérale et par conséquent la capacité de reconstruire un modèle 3D du patient, d'utiliser l'outil de simulation et de concevoir des corsets qui permettent de meilleures corrections. Cette méthode a été développée et évaluée en effectuant des simulations de corset conçu à partir des modèles issus de cette méthode et comparé aux simulations de ces mêmes corsets sur des modèles reconstruits avec 2 radiographies.

La méthode de reconstruction développée nécessite un modèle déformable provenant d'une banque de modèles de patients déjà reconstruits. Ce modèle est krigé dans une vue à l'aide de la radiographie coronale du patient mise à l'échelle grâce au scan de surface. Ce modèle de la colonne vertébrale et du bassin est ensuite modifié dans le plan sagittal en déplaçant des vertèbres du modèle géométrique converti en MÉF. Puis, la cage thoracique est reconstruite grâce à des points identifiés sur la radiographie coronale et le volume est estimé à l'aide du scan de surface. Le modèle 3D obtenu a permis de créer la géométrie d'un corset à l'aide d'un logiciel de CFAO, puis d'être utilisé pour simuler son action à l'aide du MÉF de tronc personnalisé du patient. Les résultats de simulations ont été comparés à ceux obtenus après simulation du même corset sur un modèle reconstruit avec 2 radiographies. Les résultats obtenus indiquent qu'il est possible d'obtenir une reconstruction 3D du rachis avec une erreur inférieure à 2° pour les angles de Cobb dans le plan coronal et inférieur à 6° pour les courbures sagittales. Suite à la simulation d'un corset conçu à partir du modèle 3D obtenu avec la méthode de reconstruction *UneRx*, une erreur inférieure à 3° pour les angles de Cobb dans le plan coronal et des erreurs inférieures de 7° pour les courbures dans le plan sagittal ont été obtenues.

La méthode développée permet d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée du tronc du patient qui, jusqu'à présent, nécessitait deux radiographies calibrées. Cette nouvelle approche utilise une seule radiographie coronale non-calibrée et le scan de topographie de surface du tronc. La radiographie coronale est nécessaire au suivi du patient et le scan de topographie de surface est utilisé pour fabriquer un corset par CFAO. Cette nouvelle méthode ne requiert pas l'utilisation d'un équipement spécialisé supplémentaire. Ainsi, la méthode de reconstruction *UneRx* permettrait aux

Centres de santé d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée des structures internes et externes et d'utiliser ce modèle géométrique avec la plateforme de simulation de corset lors de la conception de corsets, ce qui est un avantage indéniable et qui pourrait permettre à un plus grand nombre de patient de porter un corset mieux adapté à leurs formes et pouvant potentiellement impliquer des corrections mieux ciblées à leurs déformations.

Enfin, l'utilisation de la méthode développée dans ce projet pourrait éventuellement permettre de réduire le nombre de radiographies pour le suivi et traitement des patients scoliotiques puisque, dans plusieurs cas, une radiographie sagittale ne serait plus nécessaire.

Quelques améliorations ont été suggérées au chapitre 5 pour bonifier l'application, comme celle d'augmenter le nombre de modèles dans la banque de cas ou de pouvoir calculer automatiquement les cas les plus similaires dans le plan coronal. Des suites de ce travail de maîtrise, une étude clinique randomisée contrôlée serait pertinente afin d'évaluer concrètement l'utilisation et l'avantage de l'approche pour permettre une meilleure conception de corsets pour le traitement des enfants avec scoliose idiopathique.

BIBLIOGRAPHIE

- Asher, M. A., & Burton, D. C. (2006). Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 1(1), 2.
- Aubin, C. E. (1995). *Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. (Doctorat), École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Aubin, C. E., Bellefleur, C., Joncas, J., de Lanauze, D., Kadoury, S., Blanke, K., . . . Labelle, H. (2011). Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine*, 36(12), E780-E790.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., De Guise, J., & Labelle, H. (1997). Rib Cage-Spine Coupling Patterns Involved in Brace Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 22(6), 629-635.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., de Guise, J. A., & Labelle, H. (1996). A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Ann. Chir.*, 50(8), 641-650.
- Aubin, C. E., Desrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., & Labelle, H. (1995). Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Annales de chirurgie*, 49(8), 749-761.
- Aubin, C. E., Goussov, V., & Petit, Y. (2004). Biomechanical modelling of segmental instrumentation for surgical correction of 3D spinal deformities using Euler-Bernoulli thin-beam elastic deformation equations. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(2), 216-221.
- Berton, F., Cheriet, F., Miron, M.-C., & Laporte, C. (2016). Segmentation of the spinous process and its acoustic shadow in vertebral ultrasound images. *Computers in biology and medicine*, 72, 201-211.
- Boisvert, J., Cheriet, F., Pennec, X., & Ayache, N. (2009). 3D reconstruction of the human spine from radiograph (s) using a multi-body statistical model. *Prog Biomed Opt Imaging*, 10(37).
- Carlson, J. M. (2003). Clinical biomechanics of orthotic treatment of idiopathic scoliosis. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 15(4), S17-S30.

- Castro, F. P. (2003). Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkmann principle. *The Spine Journal*, 3(3), 180-185. doi: 10.1016/s1529-9430(02)00557-0
- Cau, N., Galli, M., Cimolin, V., Aranci, M., Caraceni, A., & Balzarini, A. (2016). Comparative study between circumferential method and laser scanner 3D method for the evaluation of arm volume in healthy subjects. *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders*, 4(1), 64-72.
- 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.
- Cheriet, F., Song, L., Debanné, P., Dionne, O., & Labelle, H. (2010). *3D Digitizing Device Applied in Evaluation and Simulation of Postoperative Trunk Surface Shape in Adolescent Idiopathic Scoliosis*. Paper presented at the International Conference on 3D Body Scanning Technologie, Lugano, Switzerland.
- Clin, J. (2005). *Simulation biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthèse: application conceptionnelle de corsets*. (Maîtrise), École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Clin, J., Aubin, C., 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., & Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Med Biol Eng Comput*, 45(5), 467-473.
- 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 (Phila Pa 1976)*, 35(18), 1706-1713. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181cb46f6
- Cobetto, N. (2014). *Développement d'une méthode de conception des corsets pour améliorer le confort et l'efficacité du traitement de la scoliose idiopathique.* (Maîtrise), École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- 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. E., Parent, S., Barchi, S., Turgeon, I., & Labelle, H. (Sous presse). 3D Correction of AIS in Braces Designed Using CAD/CAM and FEM: a randomized controlled trial. *Spinal Deformity*.
- Cobetto, N., Aubin, C. E., 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.
- Côté, P., Kreitz, B. G., Cassidy, J. D., Dzus, A. K., & Martel, J. (1998). A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test. *Spine*, 23(7), 796-802.
- Cottalorda, J., Kohler, R., Garin, C., Genevois, P., Lecante, C., & Berge, B. (2005). Orthoses for mild scoliosis: a prospective study comparing traditional plaster mold manufacturing with fast, noncontact, 3-dimensional acquisition. *Spine*, 30(4), 399-405.
- Dansereau, J., Beauchamp, A., de Guise, J. A., & Labelle, H. (1990). *Three-dimensional reconstruction of the spine and rib cage from stereoradiographic and imaging techniques.*

Paper presented at the Proceedings of the 16th conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering.

Dansereau, J., Labelle, H., & Aubin, C. E. (1993). *3-D Personalized parametric modelling of reconstructed scoliotic spines*. Paper presented at the Proceedings IV'th Symposium On Computer Simulation in Biomechanics, Montlignon, France.

Day, G., Frawley, K., Phillips, G., McPhee, I. B., Labrom, R., Askin, G., & Mueller, P. (2008). The vertebral body growth plate in scoliosis: a primary disturbance of growth? *Scoliosis*, 3(1), 3.

Delorme, S., Labelle, H., Aubin, C. E., de Guise, J. A., & Dansereau, J. (1998). *Comparison between clinical Cobb angles and measurements performed on vertebral bodies, pedicle centroids and spinous processes*. Paper presented at the Annales de chirurgie.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(8), 989-998.

Desbiens-Blais, F. (2012). *Approche intégrée de conception biomécanique pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent*. (Maîtrise), École Polytechnique de Montréal, Montréal.

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*, 27(10), 999-1005. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.006

Dubouset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., de Guise, J. A., . . . Ferey, S. (2005). Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout: le système EOS. *Radioprotection*, 40(02), 245-255.

Emans, J., Hedequist, D., Miller, R., Cassella, M., Hresko, M., Karlin, L., . . . Miller, J. (2003). Reference manual for the Boston scoliosis brace. Milwaukee, WI: *Scoliosis Research Society*.

- Fayssoux, R. S., Cho, R. H., & Herman, M. J. (2010). A history of bracing for idiopathic scoliosis in North America. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 468(3), 654-664.
- Fon, G. T., Pitt, M. J., & Thies Jr, A. (1980). Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*, 134(5), 979-983.
- Gauvin, C. (1996). *Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain*. (Maîtrise), École Polytechnique de Montréal.
- Gignac, D., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *European Spine Journal*, 9(3), 5. doi: 10.1860000135007/s005
- Goldberg, C. J., Kaliszer, M., Moore, D. P., Fogarty, E. E., & Dowling, F. E. (2001). Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine*, 26(4), E55-E63.
- Gray, H. (1918, 2000). Anatomy of the Human Body. Retrieved March 11, 2017, from <http://www.bartleby.com/107>
- Grivas, T. B., & Kaspiris, A. (2011). The classical and a modified Boston brace: description and results. *Physiother Theory Pract*, 27(1), 47-53.
- Hébert, P., Tubic, D., Gignac, O., Saint-Pierre, É., Rochette, F., & Carette, A. (2016). Sensor positioning for 3D scanning: Google Patents.
- Hresko, M. T. (2013). Idiopathic scoliosis in adolescents. *New England Journal of Medicine*, 368(9), 834-841.
- 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. *Med Eng Phys*, 31(6), 681-687.
- Janssen, M. M., Drevelle, X., Humbert, L., Skalli, W., & Castelein, R. M. (2009). Differences in male and female spino-pelvic alignment in asymptomatic young adults: a three-dimensional analysis using upright low-dose digital biplanar X-rays. *Spine*, 34(23), E826-E832.
- 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. *Med Biol Eng Comput*, 45(6), 591-602.

- Karimi, M. T., & Borojeni, M. K. (2017). Evaluation of the Immediate Effect of Bracing on Gait Symmetry, Lower Limb Kinematics, and Trunk and Pelvic Motion during Level Walking in Adolescents with Idiopathic Scoliosis. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*.
- 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
- Knoops, P. G., Beaumont, C. A., Borghi, A., Rodriguez-Florez, N., Breakey, R. W., Rodgers, W., . . . Dunaway, D. J. (2017). Comparison of three-dimensional scanner systems for craniomaxillofacial imaging. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 70(4), 441-449.
- Knott, P., Sturm, P., Lonner, B., Cahill, P., Betsch, M., McCarthy, R., . . . Betz, R. (2016). Multicenter comparison of 3D spinal measurements using surface topography with those from conventional radiography. *Spine Deformity*, 4(2), 98-103.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics*: Springer Science & Business Media.
- Labelle, H., Aubin, C. E., Jackson, R., Lenke, L., Newton, P., & Parent, S. (2011). Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31, S37-S45.
- Labelle, H., Bellefleur, C., Joncas, J., Aubin, C. E., & Cheriet, F. (2007). Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(8), 835-843. doi: 10.1097/01.brs.0000259811.58372.87
- Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., & Poitras, B. (1996). Three-dimensional Effect of the Boston Brace on the Thoracic Spine and Rib Cage. *Spine*, 21(1), 59-64.
- Lacroix, M. (2003). *Modélisation biomécanique de l'interaction entre le corset et le tronc dans le traitement de la scoliose*. (Maîtrise), École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Lavaste, F., Asselineau, A., Diop, A., Grandjean, J., Laurain, J., Skalli, W., & Roy-Camille, R. (1990). Protocole expérimental pour la caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires. *Rachis*, 2(6), 435-446.

- Leroux, M. A., Zabjek, K., Simard, G., Badeaux, J., Coillard, C., & Rivard, C. H. (2000). A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine, 25*(13), 1689-1694.
- Mac-Thiong, J. M., Petit, Y., Aubin, C. E., 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 (Phila Pa 1976), 29*(1), 26-32. doi: 10.1097/01.BRS.0000103943.25412.E9
- Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M., Raison, M., & Detrembleur, C. (2013). Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls. *European Spine Journal, 22*(11), 2399-2406.
- Mahaudens, P., Raison, M., Banse, X., Mousny, M., & Detrembleur, C. (2014). Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal, 14*(8), 1510-1519.
- Marzan, G. T., & Karara, H. M. (1975). *A computer program for direct linear transformation solution of the collinearity condition, and some applications of it*. Paper presented at the Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetric Systems, American Society of Photogrammetry, Falls Church, VA.
- Negrini, S. (2008). Bracing adolescent idiopathic scoliosis today. *Disabil Rehabil Assist Technol, 3*(3), 107-111. doi: 10.1080/17483100801942887
- Novosad, J., Cheriet, F., Petit, Y., & Labelle, H. (2004). Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51*(9), 1628-1639.
- O'Brien, M. F., Kuklo, T. R., Blanke, K. M., & Lenke, L. G. (2008). Spinal deformity study group radiographic measurement manual. *Memphis, TN: Medtronic Sofamor Danek*.
- Odermatt, D., Mathieu, P. A., Beauséjour, M., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2003). Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *Journal of Orthopaedic Research, 21*(5), 931-936. doi: 10.1016/s0736-0266(03)00038-x
- 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, M. V., Cheriet, F., Song, L., Labelle, H., & Dansereau, J. (2005). Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(1), 11-15. doi: 10.1097/BRS.0b013e31814b851f
- Perdriolle, R., Becchetti, S., Vidal, J., & Lopez, P. (1993). Mechanical Process and Growth Cartilages; Essential Factors in the Progression of Scoliosis. *Spine*, 18(3), 343-349.
- Perié, D., Aubin, C., Petit, Y., Beauséjour, M., Dansereau, J., & Labelle, H. (2003). Boston Brace Correction in Idiopathic Scoliosis: A Biomechanical Study. *Spine*, 28(15), 6.
- Perié, D., Aubin, C. E., 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.
- Perié, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Labelle, H., & Dansereau, J. (2004). Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clin Biomech*, 19(2), 190-195. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.003
- Petit, Y., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2004). Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(1), 55-60.
- Porto, F., Gurgel, J. L., Russomano, T., & Farinatti, P. D. T. V. (2010). Moiré topography: Characteristics and clinical application. *Gait Posture*, 32(3), 422-424.
- Raux, S., Kohler, R., Garin, C., Cunin, V., & Abelin-Genevois, K. (2014). Tridimensional trunk surface acquisition for brace manufacturing in idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 23(4), 419-423.
- Richards, B. S., Bernstein, R. M., D'Amato, C. R., & Thompson, G. H. (2005). Standardization of criteria for adolescent idiopathic scoliosis brace studies: SRS Committee on Bracing and Nonoperative Management. *Spine*, 30(18), 2068-2075.
- Rigo M, N. S., Weiss HR, Kotwicki T, Grivas TB, Maruyama T, and the members of the Study group On Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitative Treatment (SOSORT). (2005). Brace action: where to push and why: SOSORT 2005 Consensus Paper – Topic 2.

- Roberts, S., & Chen, P. (1970). Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *Journal of biomechanics*, 3(6), 527-545.
- Rogala, E. J., Drummond, D. S., & Gurr, J. (1978). Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. *J Bone Joint Surg Am*, 60(2), 173-176.
- Sankar, W. N., Albrektson, J., Lerman, L., Tolo, V. T., & Skaggs, D. L. (2007). Scoliosis in-brace curve correction and patient preference of CAD/CAM versus plaster molded TLSOs. *J Child Orthop*, 1(6), 345-349. doi: 10.1007/s11832-007-0066-9
- Sapkas, G., Papagelopoulos, P. J., Kateros, K., Koundis, G. L., Boscainos, P. J., Koukou, U. I., & Katonis, P. (2003). Prediction of Cobb angle in idiopathic adolescent scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*, 411, 32-39.
- Shea, K. G., Stevens, P. M., Nelson, M., Smith, J. T., Masters, K. S., & Yandow, S. (1998). A Comparison of Manual Versus Computer-Assisted Radiographic Measurement: Intraobserver Measurement Variability for Cobb Angles. *Spine*, 23(5), 551-555.
- Silva, F. E., & Lenke, L. G. (2009). Adolescent idiopathic scoliosis. *Surgical management of spinal deformities*. Philadelphia, Pa: Saunders Elsevier, 97-118.
- Spaeth, J. P., Kirk, T. F., & Whiteside, S. (2008). System and method for producing medical devices: Google Patents.
- Stokes, I., & Laible, J. (1990). Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. *Journal of biomechanics*, 23(6), 589-595.
- 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. (2007). Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation. *European Spine Journal*, 16(10), 1621-1628.
- Stokes, I. A., Bigalow, L. C., & Moreland, M. S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 5(1), 102-113.

- Sylvestre, P. L., Villemure, I., & Aubin, C. E. (2007). Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model. *Med Biol Eng Comput*, 45(10), 977-988.
- Villemure, I., Aubin, C., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal*, 13(1), 83-90.
- Visser, D., Xue, D., Ronsky, J. L., Harder, J., & Zernicke, R. F. (2012). Computer-aided optimal design of custom scoliosis braces considering clinical and patient evaluations. *Comput Methods Programs Biomed*, 107(3), 478-489. doi: 10.1016/j.cmpb.2010.12.017
- Wang, W. J., Yeung, H. Y., Chu, W. C.-W., Tang, N. L.-S., Lee, K. M., Qiu, Y., . . . Cheng, J. C. Y. (2011). Top theories for the etiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31, S14-S27.
- Weiss, H. R. (2010). "Brace technology" thematic series - the Gensingen brace in the treatment of scoliosis. *Scoliosis*, 5, 22. doi: 10.1186/1748-7161-5-22
- Wong, M. S. (2011). Computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD/CAM) system for construction of spinal orthosis for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Physiother Theory Pract*, 27(1), 74-79. doi: 10.3109/09593980903269741
- Wong, M. S., Cheng, C. Y., Ng, B. K., Lam, T. P., Sin, S. W., Lee-Shum, L. F., . . . Tam, Y. P. (2008). The effect of rigid versus flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture*, 27(2), 189-195. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.03.007
- Wong, M. S., Cheng, J. C. Y., & Lo, K. H. (2005). A comparison of treatment effectiveness between the CAD/CAM method and the manual method for managing adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*, 29(1), 105-111. doi: 10.1080/17461550500069547
- Wong, M. S., Cheng, J. C. Y., Wong, M. W., & So, S. F. (2005). A work study of the CAD/CAM method and conventional manual method in the fabrication of spinal orthoses for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*, 29(1), 93-105. doi: 10.1080/17461550500066782

Wynarsky, G. T., & Schultz, A. B. (1991). Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. *Journal of biomechanics*, 24(8), 721-732.

Wynne, J. H. (2008). The Boston brace and TriaC systems. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 3(3), 130-135.

ANNEXE A - RECONSTRUCTIONS OBTENUES AVEC LA MÉTHODE UNE RX ET RÉSULTATS DE SIMULATIONS DES CORSETS

La section suivante présente les géométries 3D du tronc reconstruites avec la méthode *UneRx* comparées aux radiographies coronales et latérale pour les 10 patients de l'étude. De plus, les courbes spinales des rachis dans les plans coronal et sagittal avant et après simulation du corset sont présentées.

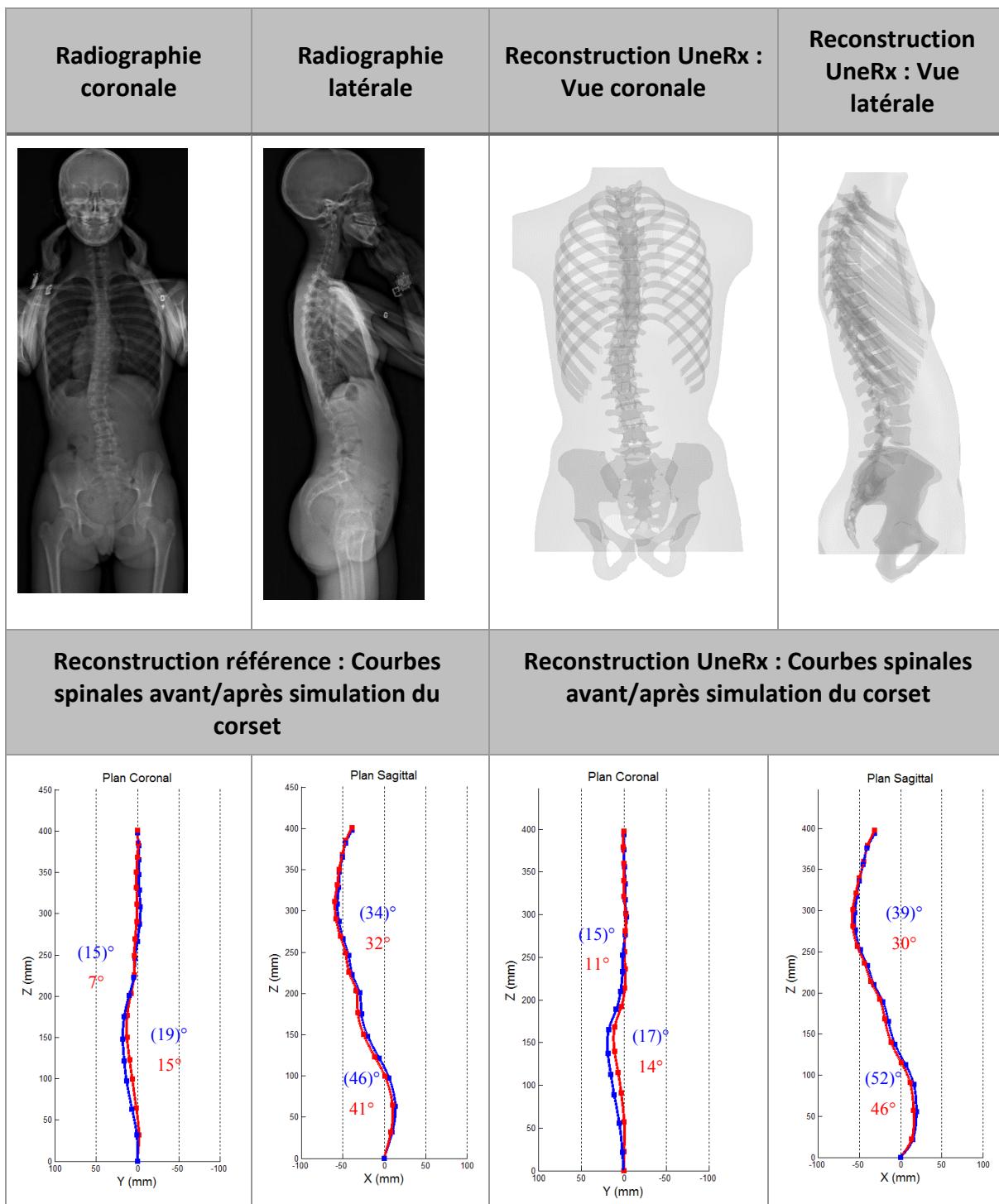


Figure A-1 Patient 1 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset •---•; après simulation du corset •---•)

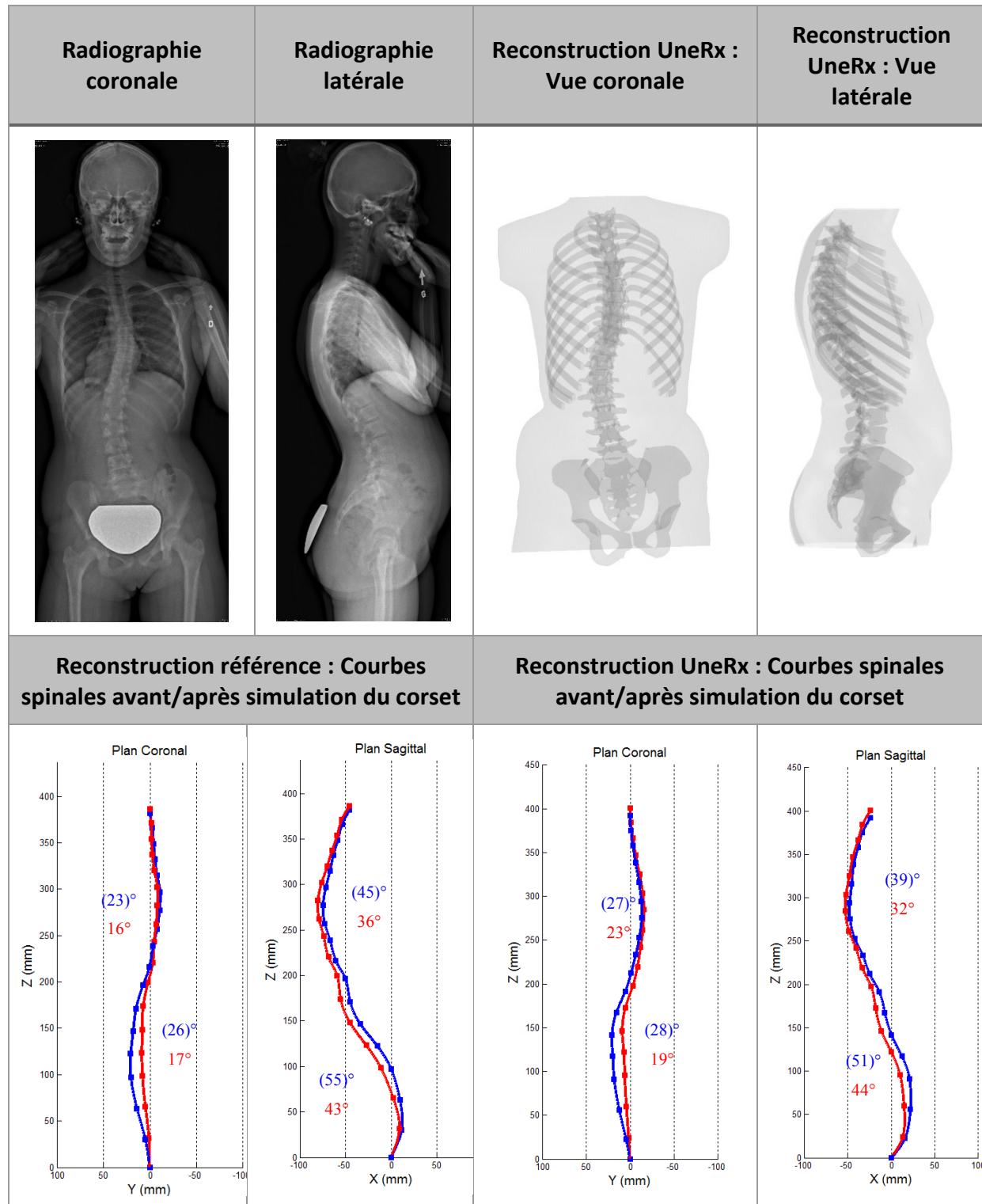


Figure A-2 Patient 2 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset $\cdots\cdots$; après simulation du corset $\bullet\cdots\bullet$)

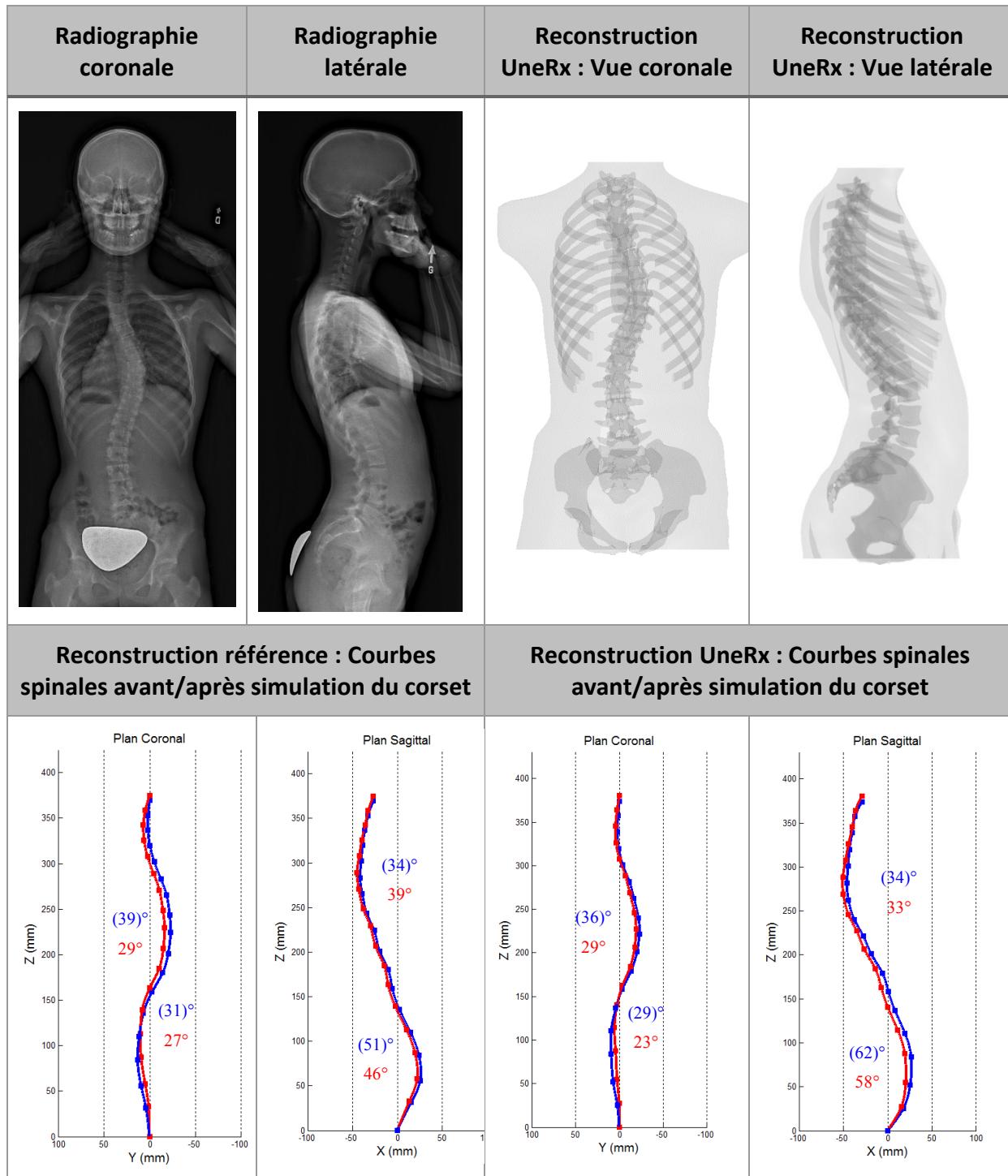


Figure A-3 Patient 3 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset $\cdots\cdots$; après simulation du corset $\bullet\cdots\bullet$)

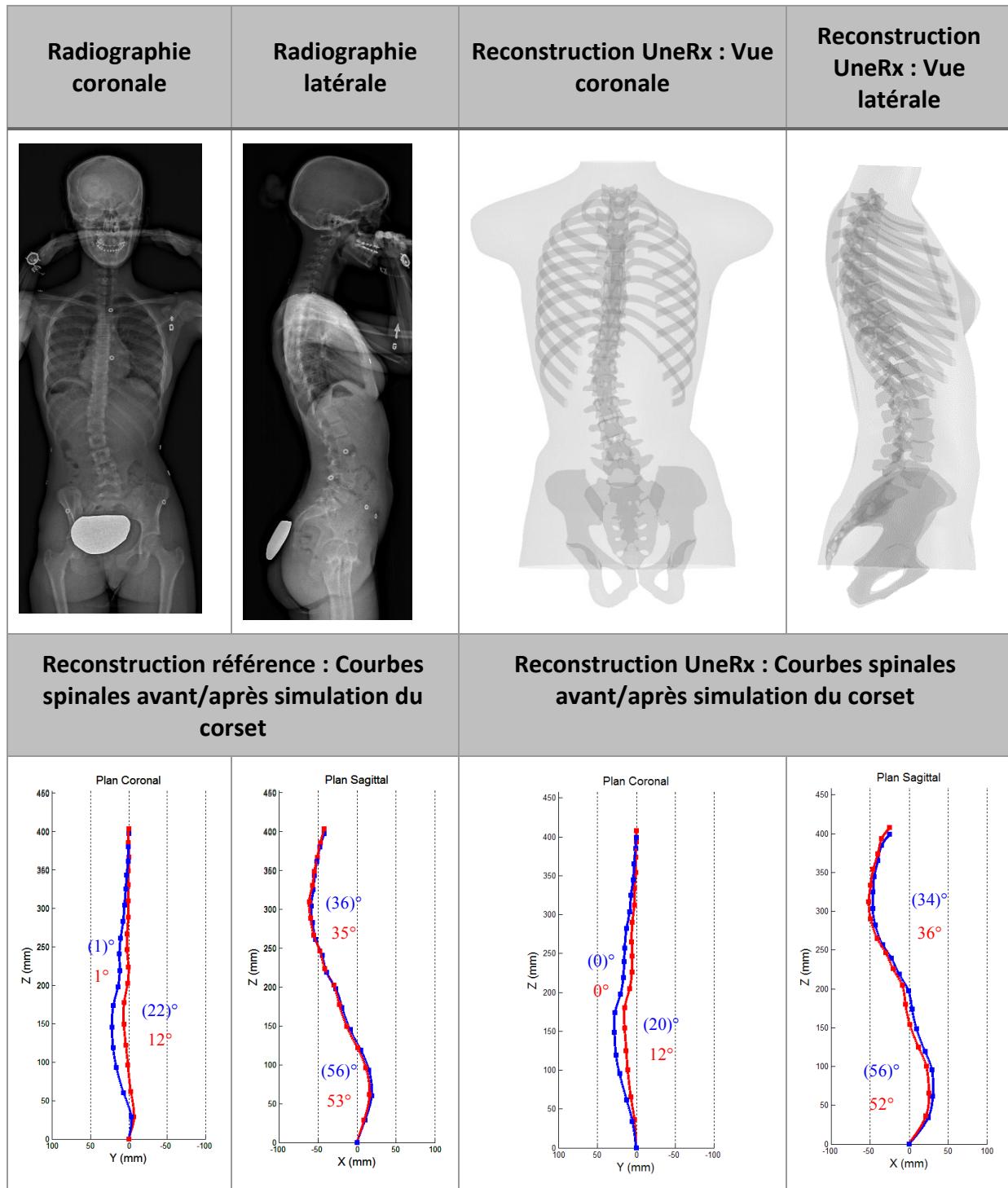


Figure A-4 Patient 4 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset $\cdots\cdots$; après simulation du corset $\bullet\cdots\bullet$)

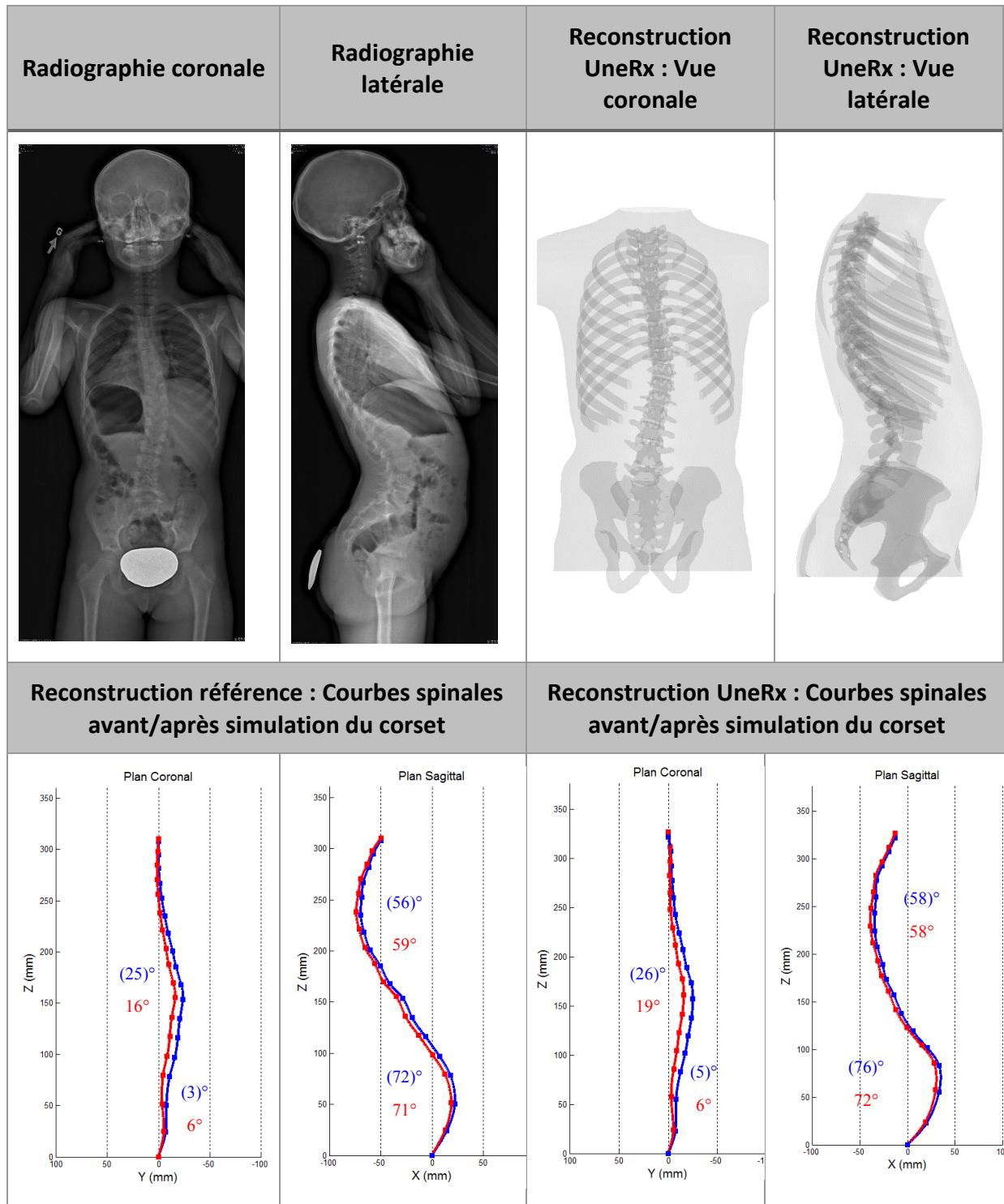


Figure A-5 Patient 5 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset --- ; après simulation du corset ---\cdot---)

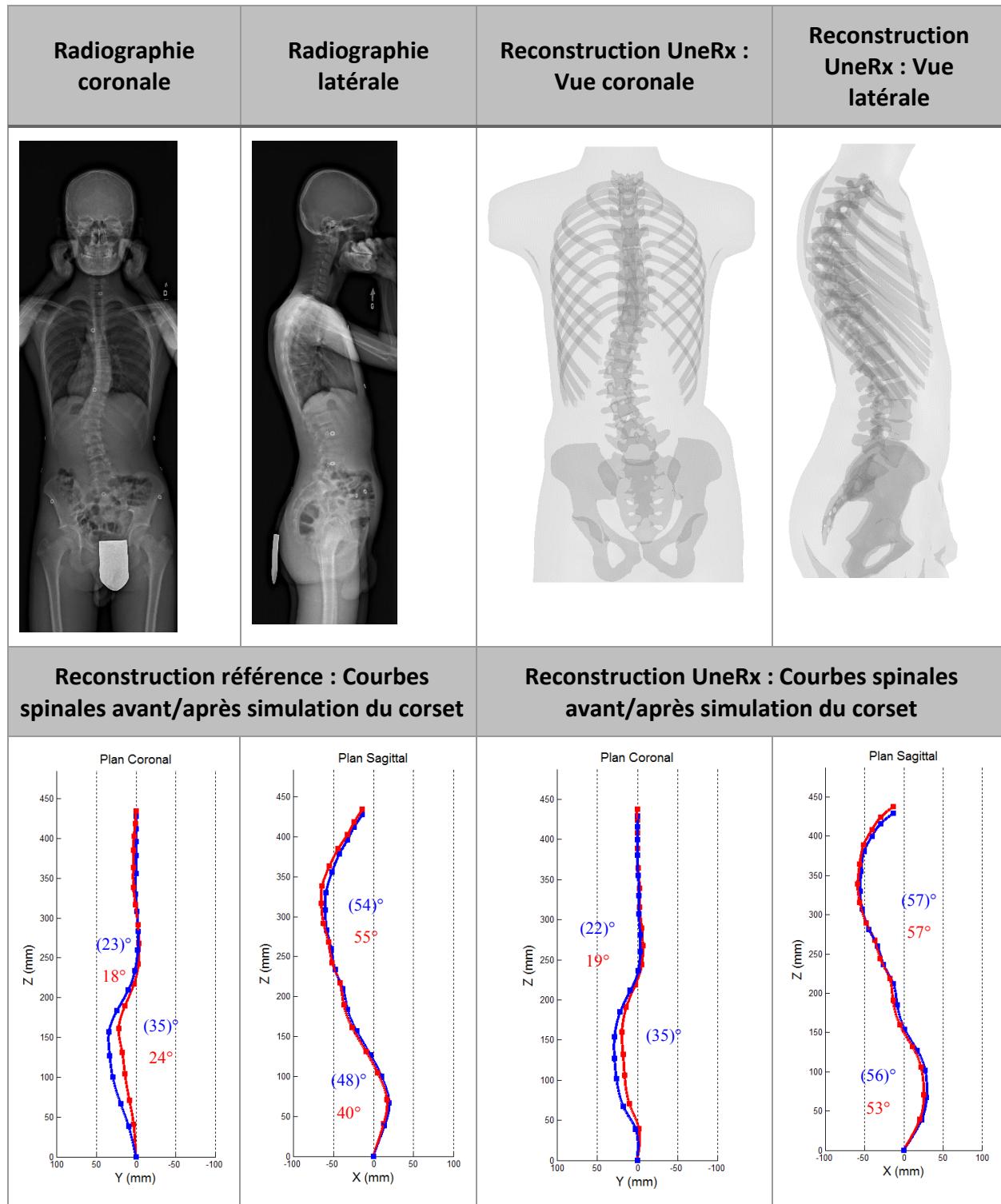


Figure A-6 Patient 6 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset $\cdots\cdots$; après simulation du corset $\bullet\cdots\bullet$)

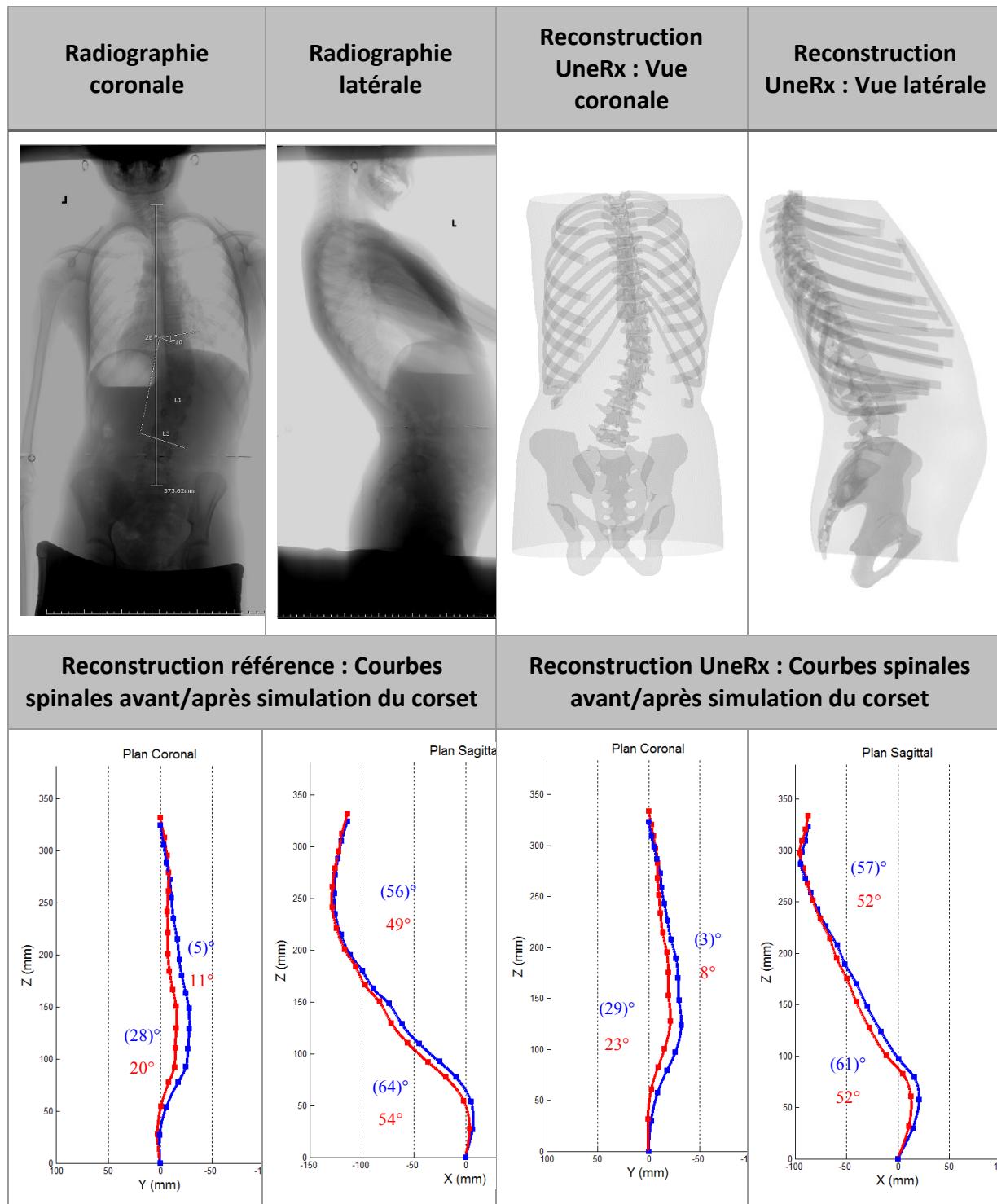


Figure A-7 Patient 7 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset --- ; après simulation du corset --o--o)

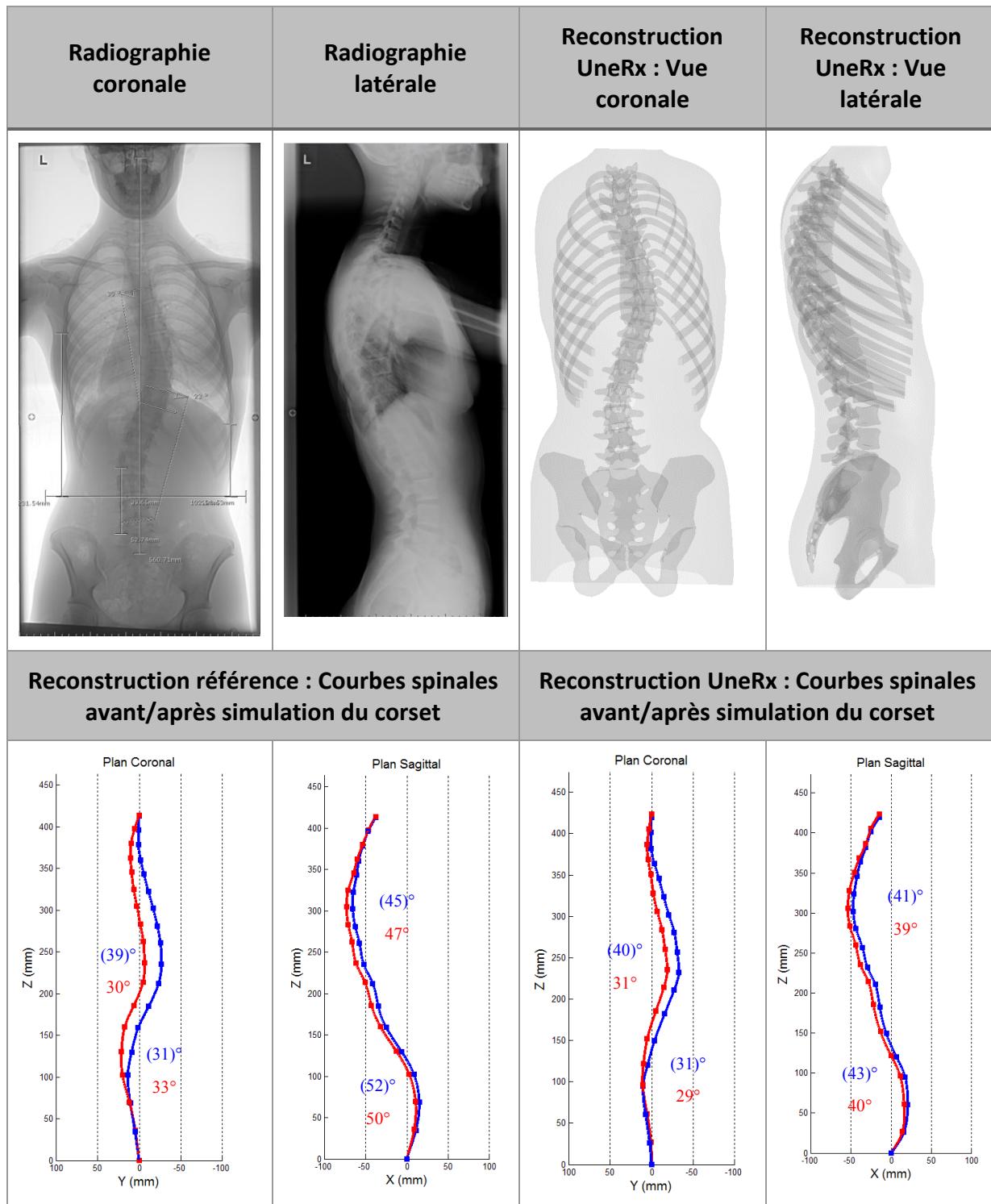


Figure A-8 Patient 8 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset --- ; après simulation du corset ---)

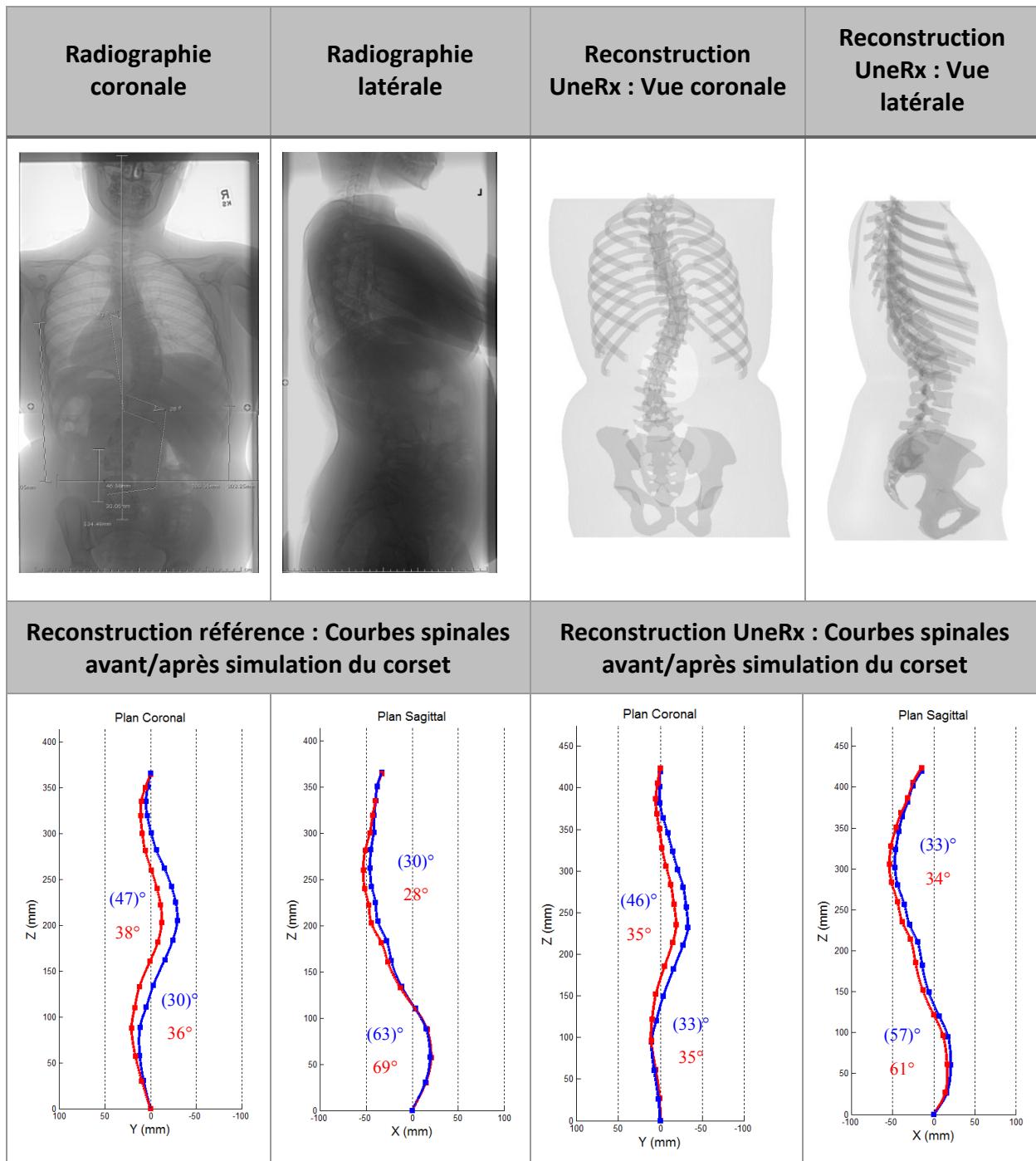


Figure A-9 Patient 9 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset $\bullet\text{---}\bullet$; après simulation du corset $\bullet\text{---}\bullet$)

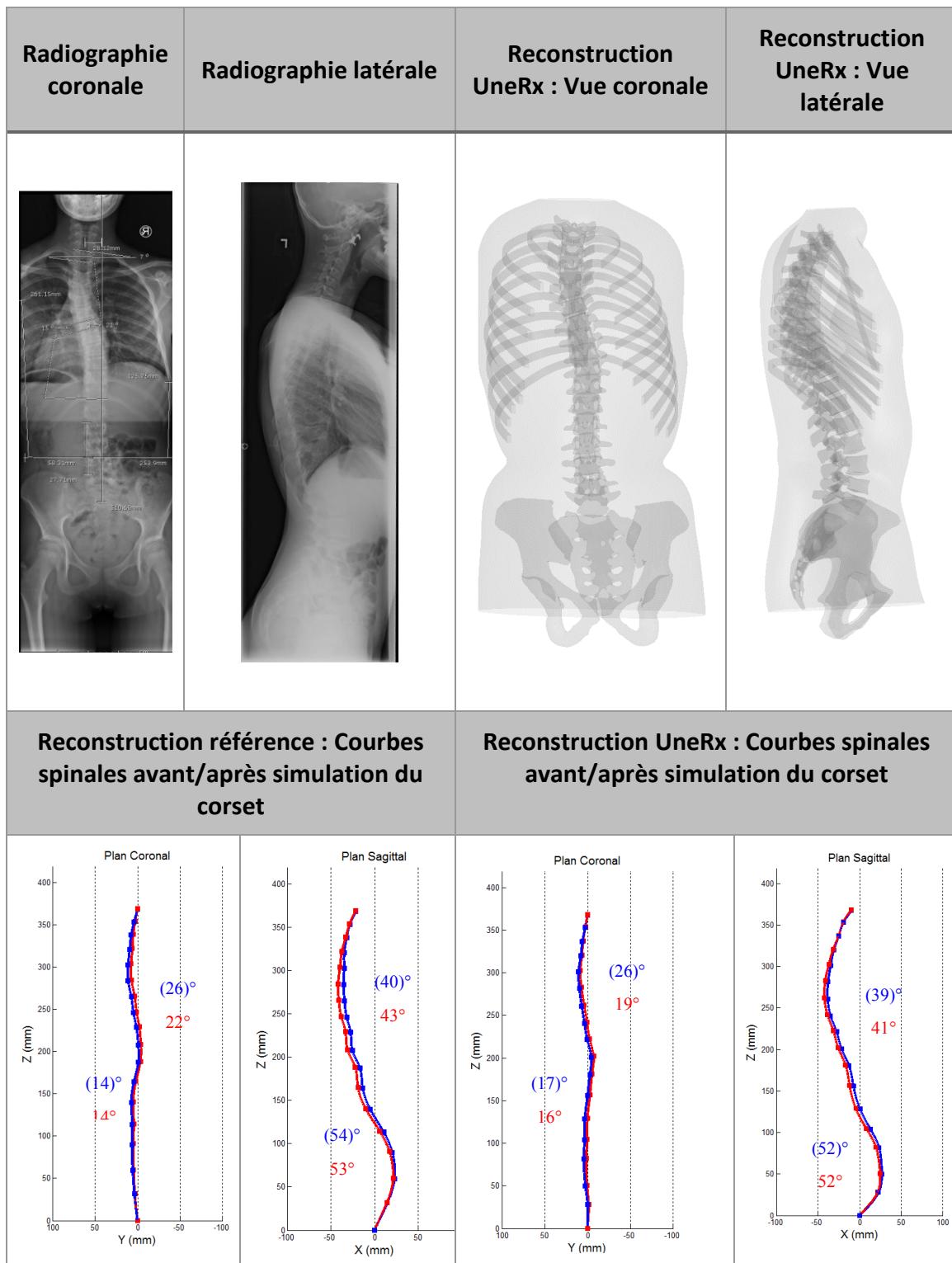


Figure A-10 Patient 10 : Radiographies, reconstructions obtenues avec la méthode UneRx et résultats de simulation du corset sur les modèles issus des deux méthodes de reconstructions (avant simulation du corset $\text{---} \cdot \text{---}$; après simulation du corset $\text{---} \bullet \text{---}$)