

Université de Montréal

Ce mémoire intitulé:

Une nouvelle méthode pour estimer la torsion géométrique en scoliose idiopathique de l'adolescent

Faculté de Médecine

Présenté par:

Jesse Shen

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures en vue de  
l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.) en Sciences biomédicales  
option Musculosquelettique

Décembre 2014

© Jesse Shen, 2014

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé:  
Une nouvelle méthode pour estimer la torsion géométrique en scoliose idiopathique de  
l'adolescent

Faculté de Médecine

Présenté par:

Jesse Shen

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Patrick Lavigne (président-rapporteur)

Stefan Parent (directeur)

Samuel Kadoury (co-directeur)

Nathalie Nuño (membre du jury)

## Résumé et mots clés

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale. Pour la plupart des patients atteints de SIA, aucun traitement chirurgical n'est nécessaire. Lorsque la déformation devient sévère, un traitement chirurgical visant à réduire la déformation est recommandé.

Pour déterminer la sévérité de la SIA, l'imagerie la plus utilisée est une radiographie postéro-antérieure (PA) ou antéro-postérieure (AP) du rachis. Plusieurs indices sont disponibles à partir de cette modalité d'imagerie afin de quantifier la déformation de la SIA, dont l'angle de Cobb. La conduite thérapeutique est généralement basée sur cet indice. Cependant, les indices disponibles à cette modalité d'imagerie sont de nature bidimensionnelle (2D). Celles-ci ne décrivent donc pas entièrement la déformation dans la SIA dû à sa nature tridimensionnelle (3D). Conséquemment, les classifications basées sur les indices 2D souffrent des mêmes limitations.

Dans le but de décrire la SIA en 3D, la torsion géométrique a été étudiée et proposée par Poncet et al. Celle-ci mesure la tendance d'une courbe tridimensionnelle à changer de direction. Cependant, la méthode proposée est susceptible aux erreurs de reconstructions 3D et elle est calculée localement au niveau vertébral.

L'objectif de cette étude est d'évaluer une nouvelle méthode d'estimation de la torsion géométrique par l'approximation de longueurs d'arcs locaux et par paramétrisation de courbes dans la SIA.

Une première étude visera à étudier la sensibilité de la nouvelle méthode présentée face aux erreurs de reconstructions 3D du rachis. Par la suite, deux études cliniques vont présenter la

torsion géométrique comme indice global et viseront à démontrer l'existence de sous-groupes non-identifiés dans les classifications actuelles et que ceux-ci ont une pertinence clinique.

La première étude a évalué la robustesse de la nouvelle méthode d'estimation de la torsion géométrique chez un groupe de patient atteint de la SIA. Elle a démontré que la nouvelle technique est robuste face aux erreurs de reconstructions 3D du rachis.

La deuxième étude a évalué la torsion géométrique utilisant cette nouvelle méthode dans une cohorte de patient avec des déformations de type Lenke 1. Elle a démontré qu'il existe deux sous-groupes, une avec des valeurs de torsion élevées et l'autre avec des valeurs basses. Ces deux sous-groupes possèdent des différences statistiquement significatives, notamment au niveau du rachis lombaire avec le groupe de torsion élevée ayant des valeurs d'orientation des plans de déformation maximales (PMC) en thoraco-lombaire (TLL) plus élevées.

La dernière étude a évalué les résultats chirurgicaux de patients ayant une déformation Lenke 1 sous-classifiées selon les valeurs de torsion préalablement. Cette étude a pu démontrer des différences au niveau du PMC au niveau thoraco-lombaire avec des valeurs plus élevées en post-opératoire chez les patients ayant une haute torsion.

Ces études présentent une nouvelle méthode d'estimation de la torsion géométrique et présentent cet indice quantitativement. Elles ont démontré l'existence de sous-groupes 3D basés sur cet indice ayant une pertinence clinique dans la SIA, qui n'étaient pas identifiés auparavant. Ce projet contribue dans la tendance actuelle vers le développement d'indices 3D et de classifications 3D pour la scoliose idiopathique de l'adolescent.

**Mots clés :** Scoliose idiopathique de l'adolescent, torsion géométrique, classification, paramétrisation de courbe.

## Summary and key words

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three dimensional (3D) deformity of the spine. For most patients, no surgical intervention is required. However, for patients with severe deformities, surgery is often recommended.

Postero-anterior (PA) and antero-posterior (AP) x-rays are the most common modality for viewing and evaluating this deformity. From this imaging modality, clinical indices such as the Cobb angle can quantify and evaluate the severity of AIS. Clinical decision making is often based on this descriptor. However, the descriptors based on spinal radiographies are two-dimensional (2D) by nature. Therefore, they do not fully describe the deformity in AIS due to its three-dimensional (3D) nature.

Poncet et al. have studied and presented geometric torsion as a 3D descriptor of AIS. This index measures a curve's tendency to twist out of a plane. However, the method presented in their study is susceptible to errors from an imperfect 3D spinal reconstruction due to the local approach taken and is presented in a qualitative fashion.

Hence, the objective of this study is to evaluate a new method of estimating geometric torsion in AIS employing parametric curve fitting techniques based on local arc-length approximations.

The first study attempts to evaluate the sensitivity of the presented method of estimating geometric torsion against noisy data or 3D reconstruction errors. Two clinical studies will then present this descriptor as a quantitative measurement of AIS and will attempt to identify potential new sub-groups and demonstrate the clinical relevance of these new sub-groups.

The first study evaluated the robustness of the new method in estimating geometric torsion in the presence of reconstruction errors. This study demonstrated that the new method is robust to 3D spinal reconstruction errors and achieves quantitative measures in a global fashion.

The second study evaluated this new method of estimating geometric torsion in patients with Lenke type 1 deformities. This study identified two sub-groups based on torsion values, a high torsion and a low torsion group. These two sub-groups showed differences in the orientation of the planes of maximum deformity (PMC) in the thoraco-lumbar segment of the spine with the high torsion group having greater values.

The last study evaluated the surgical results of patients with Lenke type 1 deformities having been sub-classified in high and low torsion groups. This study showed differences in TLL PMC with the high torsion group of patients having higher values pre and post-operatively,

These studies present a novel method of estimating geometric torsion in AIS and present this 3D descriptor quantitatively. They have demonstrated the existence of new sub-groups within current classification systems that were previously undetected and have shown the clinical relevance of this new method of estimating geometric torsion in AIS. This project contributes towards the development of new 3D indices for AIS and opens the door to potential new 3D classifications.

**Key words:** Adolescent idiopathic scoliosis, geometric torsion, parametric curve fitting, classification

## TABLE DES MATIÈRES

Identification du jury .....	ii
Résumé en français et mots-clés .....	iii
Résumé en anglais et mots-clés .....	v
Table des matières .....	vii
Liste des tableaux .....	ix
Liste des figures .....	x
Liste des abréviations .....	xiv
Remerciements .....	xv
Introduction .....	1
Chapitre 1 – Revue des connaissances .....	4
1.1 Description de la scoliose .....	4
1.2 Évaluation de la déformation scoliotique .....	6
1.2.1. Examen clinique .....	6
1.2.2. Examen radiologique.....	8
1.2.2.1 Les principes de base des radiographies .....	8
1.2.2.2 Le système EOS™ .....	9
1.2.3. Évaluation tridimensionnelle.....	11
1.2.3.1 Reconstruction 3D .....	12
1.2.3.2 Définition du référentiel.....	14
1.2.3.3 Mesures 3D .....	18
1.3 Classification de la SIA .....	20
1.3.1. Classification de King et al.....	20
1.3.2. Classification de Lenke et al.....	21
1.4 Vers une classification 3D de la scoliose.....	23
1.4.1. Sangole et al.....	23
1.4.2. Poncet et al.....	24
1.4.3. Lewiner et al. ....	26
1.5 Traitement de la scoliose .....	27
1.5.1. Traitement non chirurgical de la scoliose.....	27
1.5.2. Traitement chirurgical de la scoliose.....	28

Chapitre 2 – Objectifs et hypothèses .....	31
2.1 Problématique .....	31
2.2 Objectifs .....	31
2.3 Hypothèses .....	32
Chapitre 3 – Méthodologie .....	33
3.1 Estimation de la torsion géométrique .....	33
3.2 Application de la méthode .....	34
3.3 Matériels .....	35
3.3.1. Population étudiée .....	35
3.3.2. Reconstructions 3D.....	36
3.4 Mesures cliniques .....	37
3.5 Algorithme de classification .....	37
3.6 Analyses statistiques .....	38
Chapitre 4 – Articles .....	39
4.1 Présentation des articles .....	39
4.2 Article #1. « Global geometric torsion estimation in adolescent idiopathic scoliosis » .....	40
4.3 Article #2. « Geometric torsion in AIS: a new method to differentiate between Lenke 1 sub-types» .....	77
4.4 Article #3. « Geometric torsion in AIS: a surgical outcomes study in Lenke type 1 patients ».....	103
Chapitre 5 – Discussion générale .....	120
5.1 Classification .....	121
5.2 Résultats chirurgicaux .....	122
5.3 Limites .....	126
Chapitre 6 – Conclusion .....	130
Bibliographie .....	132



## Liste des tableaux

Tableau 1 : Indications pour un traitement chirurgical de la SIA.

Article #1 Tableau 1 : Mean torsion values ( $\text{mm}^{-1}$ ) obtained for each of the four scoliotic groups in the clinical cohort.

Torsion values are categorized for zone 1 (between PT and MT regions) and for zone 2 (between MT and TL/L regions), and compared to the method by Poncet et al. [16]

Article #1 Tableau 2: Composition and characteristics (mean torsion, standard deviation) of the three torsion clusters determined by the fuzzy c-means classification.

Article #2 Tableau 1: Torsion value results, with mean and standard deviation (S.D.) of Lenke type-1 patients grouped by their lumbar spine modifier (A, B, C).

Article #2 Tableau 2: Spinal parameters of each geometric torsion sub-group determined automatically (high and low torsion) within the current study cohort of Lenke type-1 deformity.

Article #3 Tableau 1: Pre-operative comparison of clinical indices between the high and low geometric torsion sub-groups(detected automatically) within Lenke type 1 patients.

Article #3 Tableau 2: Post-operative comparison of clinical indices between the two torsion sub-groups.

## Liste des figures

Figure 1 : (a) Radiographie d'une patiente sans scoliose (b) Radiographie d'une patiente atteinte de scoliose

Figure 2 : Représentation du rachis avec ses courbures physiologiques et ses vertèbres. Le rachis a 7 vertèbres cervicales (C1-C7), 12 vertèbres thoraciques (T1-T12) et 5 vertèbres lombaires (L1-L5).

Figure 3 : L'angle de Cobb représente l'angle formé entre les lignes prolongeant le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieur et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieur.

Figure 4 : Échelles : (a) local, (b) régional, (c) spinal et (d) globale

Figure 5 : Repères anatomiques d'une vertèbre

Figure 6 : Les trois axes du trièdre: la normale (N), la binormale (B) et la tangente(T). Les trois plans du trièdre: plan normale, plan rectifiant et le plan osculateur. L'origine (p) est un point arbitraire sur la ligne vertébrale.

Figure 7 : Classification de King et al.

Figure 8 : Classification de Lenke et al. Résumé illustrative des patrons de déformation possible de la SIA dans cette classification.

Figure 9 : Exemple d'une représentation DaVinci.

Figure 10 : À gauche, représentation du rachis scoliotique. À droite, représentation de la déformation scoliotique par une courbure spatiale. La torsion géométrique est calculée à partir des formules de Frenet en utilisant la normale  $n$ , la tangente  $t$  et la binormale  $b$ . La torsion

géométrique représente la déviation de la courbure par rapport au plan formé par la tangente et la normale.

Figure 11 : Exemple de représentation graphique de la torsion géométrique chez un patient scoliotique.

Figure 12 : Étapes dans l'estimation de la torsion géométrique : (a) Reconstruction 3D du rachis scoliotique(modèle centroïde) (b) Modélisation d'une courbure à partir d'une reconstruction 3D du rachis en approximant les longueurs d'arc entre points successifs (c) Minimisation des moindres carrés de troisième ordre.

Figure 13 : Formule de torsion géométrique utilisant les fonctions polynomiales.

Figure 14 : Points anatomiques identifiés automatiquement utilisant le logiciel. En rouge, les vertèbres apicales et en vert, la vertèbre neutre.

Article #1 Figure 1: **a** Concept of the moving Frenet frame of a space curve, illustrating the oscillating plane with respect to the unit tangent and normal vectors. **b** Analogy between high and low torsion in the helix curve, reducing the length  $H$  to complete one twist.

Article #1 Figure 2: **a** Torsion estimator model using a sampled curve with noise  $\sigma$ . **b** Second-order weighted least-square fitting of a scoliotic spinal curve.

Article #1 Figure 3: Simulated scoliotic curves for controlled setting experiments. From *left to right* double major RTLL , major RT curve, major LTL curve and a major RTL curve. *Color code* depict torsion values throughout the curve. *Arrows* indicate points where torsion was estimated in the experiments.

Article #1 Figure 4: **a** Punctual error with  $n = 500$ , varying  $q$  at the locations pointed out in Fig. 3. **b** Convergence analysis of the mean error with  $q = 50$  and varying  $n$ . **c** Robustness analysis of the proposed method with increasing levels of noise added to samples. **d** Robustness analysis for [16], using local torsion estimation.

Article #1 Figure 5: **a** Sample TL/L segment taken from RTLL type curve. **b** Evolution of torsion values in the TL/L segment for all four types of curves ( $\text{mm}^{-1}$ ), from one apical vertebra to the other.

Article #1 Figure 6: Sample torsion cases from the three clusters, with resulting 3D reconstructed models and top view with corresponding PMCs. **a** Sample case from class 1 with torsion value of  $0.45 \text{ mm}^{-1}$  at MT junction (zone 1) and of  $0.96 \text{ mm}^{-1}$  at TL/L junction (zone 2). **b** Sample case from class 2 with torsion value of  $1.58 \text{ mm}^{-1}$  at MT junction (zone 1) and of  $0.63 \text{ mm}^{-1}$  at TL/L junction (zone 2). **c** Sample case from class 3 with torsion value of  $0.53 \text{ mm}^{-1}$  at MT junction (zone 1) and of  $3.75 \text{ mm}^{-1}$  at TL/L junction (zone 2)

Article #1 Figure 7: Evolution of misclassification rates for cases falling within the 95th percentile of the torsion distribution in the upper (zone 1) and lower (zone 2) segments torsion distribution with respect to increasing levels of noise.

Article #2 Figure 1: Illustration of the concept of geometric torsion as a spatial curve not only changing in direction, but also twisting out of a single plane in 3D space. The planes in which this spatial curve deviates are defined by three orthogonal vectors: normal, binormal and tangent.

Article #2 Figure 2: (A) Clinical example of Lenke type-1A (B) Clinical example of Lenke type-1B (C) Clinical example of Lenke type-1C from our study cohort.

Article #2 Figure 3: Illustration of a modeled smoothed curve passing through all vertebral landmarks at the of thoraco-lumbar junction that can be generated using a parametric curve fitting technique based on local arc-length approximations.

Article #2 Figure 4: Case illustrations of patients with Lenke type-1 deformity from the current study cohort; one with high torsion (left) and one with low torsion (right). The angle formed between the MT PMC and the TL/L PMC in the patient with high torsion is greater than that of the low torsion patient.

Legend: Proximal Thoracic (PT), Main Thoracic (MT), Thoracolumbar/lumbar (TL/L), Plane of maximum curvature (PMC). PT PMC (Blue), MT PMC (Green)

Article #3 Figure 1: Pre and post-operative radiographies illustrating a clinical example of an unsatisfactory surgical result as evaluated by staff surgeons of our study.

**Liste des abréviations**

2D : bidimensionnel ou deux dimensions

3D : tridimensionnel ou trois dimensions

AIS : adolescent idiopathic scoliosis

AP : antéro-postérieur ou antero-posterior

MT : main thoracic curve

PA: postéro-antérieur ou postero-anterior

PMC: plane of maximum curvature ou plane of maximum deformity

PT: proximal thoracic curve

TLL : thoraco-lumbar, lumbar curve

SIA: scoliose idiopathique de l'adolescent

## Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier le Dr. Stefan Parent, pour m'avoir proposé ce projet de recherche original et pour m'avoir supporté avec son enthousiasme et encouragements durant cette maîtrise malgré ses activités nombreuses en tant que clinicien-chercheur. Je lui remercie pour m'avoir donné l'opportunité de faire mes premiers pas en recherche et pour m'avoir inspiré à poursuivre tous mes intérêts.

Je tiens également à remercier mon co-directeur de recherche le Dr. Samuel Kadoury, pour son expertise et esprit innovateur dans le domaine de l'imagerie médical qui a permis la réalisation de ce projet. Son support, disponibilité ainsi que sa rigueur scientifique ont contribué de façon inestimable dans ma formation scientifique.

Je tiens aussi à exprimer ma reconnaissance envers Marjolaine Roy-Beaudry pour sa contribution ainsi que de sa disponibilité au courant de ce projet. J'aimerais aussi remercier Nathalie Bourassa pour son expertise en programmation.

Je tiens à remercier les Instituts de Recherche en Santé Canada pour leur bourse à la maîtrise du programme des Bourses d'études supérieures du Canada ainsi que du programme de bourse d'été du COPSE de l'Université de Montréal qui ont financé ce projet.

Enfin, je tiens à remercier chaleureusement mes parents, pour leur support durant ce cheminement.

## Introduction

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale qui apparaît durant la puberté. Ce type spécifique de scoliose est décrit comme étant idiopathique puisqu'il n'y a aucune cause sous-jacente identifiée. La SIA est une déformation du rachis courante avec une prévalence de 3%. Mise à part la problématique cosmétique de cette déformation, la SIA peut affecter la fonction pulmonaire ainsi que nuire à la qualité de vie des patients.

Pour la plupart des patients atteints de SIA, aucun traitement chirurgical n'est nécessaire. Lorsque la déformation devient sévère, un traitement chirurgical visant à réduire la déformation par l'utilisation de tiges et vis métalliques maintenant le rachis en place est recommandé.

Pour déterminer la sévérité de la SIA, la modalité d'imagerie la plus couramment utilisée est une radiographie postéro-antérieure (PA) ou antéro-postérieure (AP) de la colonne vertébrale. Plusieurs indices sont disponibles à partir de cette modalité d'imagerie pour quantifier la déformation de la SIA, dont l'angle de Cobb. La conduite thérapeutique est généralement basée sur cet indice.

Par contre, vu la nature 3D de la SIA, les indices utilisés en pratique clinique sont basés sur des modalités d'imagerie qui sont essentiellement bidimensionnel et simplifie la représentation de cette déformation. Conséquemment, deux déformations scoliotiques ayant des angles de Cobb similaires peuvent avoir des résultats chirurgicaux différents si la même approche chirurgicale est appliquée.

Avec la venue de nouvelles technologies, l'évaluation de la scoliose en 3D est devenue possible. Plusieurs études ont tentés d'évaluer la SIA en 3D afin de développer des descripteurs pouvant



mieux décrire cette déformation et d'aider les cliniciens dans leurs décisions. Cependant, il y a actuellement peu de descripteurs 3D pouvant décrire la scoliose dans la troisième dimension.

Des travaux antérieurs ont tenté de présenter de nouveaux indices pour décrire la scoliose en 3D. Mais ceux-ci sont limités dû aux difficultés des indices à décrire la troisième dimension et sont souvent caractérisés comme des indices pseudo-3D. D'autres études ont pu évaluer des indices pouvant décrire les caractéristiques 3D de la scoliose, mais ils sont limités dû à la nature qualitative de ces indices et les difficultés liées à l'interprétation de ceux-ci. De plus, ces indices 3D ont aussi des limitations méthodologiques qui limitent la fiabilité de ceux-ci.

Ultimement, le développement de ces indices 3D vise à mieux décrire la SIA afin d'aider les cliniciens dans leurs prises en charges. Les indices devront à la fois être capable de décrire la scoliose en 3D, mais devra aussi être facilement interprétable pour que celles-ci soient acceptés par les cliniciens dans leurs pratiques.

Ce projet a pour but de développer de nouvelles méthodes de mesures qui permettrait d'évaluer la scoliose en 3D et qui pourra ultimement aider les chirurgiens face aux décisions chirurgicales pour traiter la SIA.

Ce mémoire de maîtrise comprend six chapitres incluant 3 articles scientifiques. Le premier comprend une revue des connaissances, le deuxième présente les objectifs ainsi que les hypothèses de travail et le troisième la méthodologie de travail. Le premier article présente une étude évaluant la robustesse face aux erreurs de reconstructions 3D de l'indice présenté. Le deuxième présente une étude clinique évaluant la capacité de l'indice présenté à détecter des groupes ayant des caractéristiques 3D similaires. Le troisième article compare les résultats

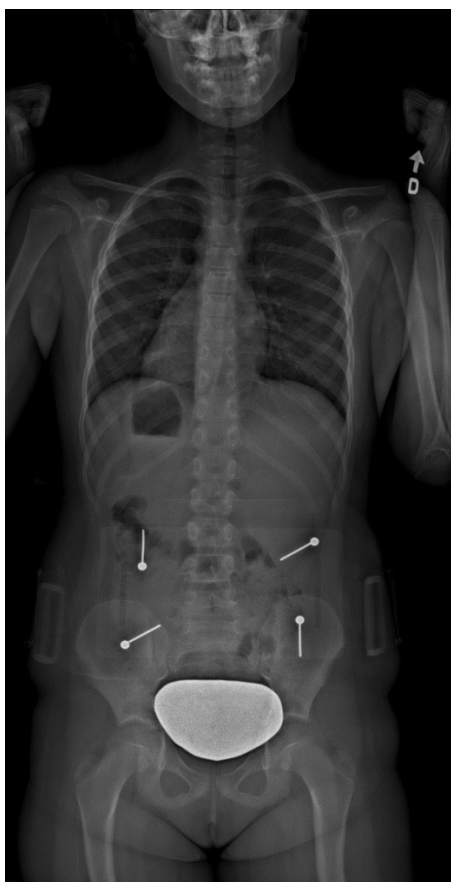
chirurgicaux des patients atteints de la SIA basés sur l'indice présenté. Finalement, les derniers deux chapitres présentent une discussion générale ainsi qu'une conclusion.

## Chapitre 1 : Revue des Connaissances

### 1.1 Description de la scoliose

La scoliose est une déformation tridimensionnelle du rachis[1,2]. Elle implique une déviation de la courbure rachidienne du plan sagittal et coronal normal (figure 1). Non seulement les courbures sont anormales, mais chaque vertèbre démontre une orientation, une position dans l'espace 3D ainsi qu'une morphologie altérée. Chacune de ces caractéristiques sont présentes et évolues simultanément dans cette pathologie du rachis. De plus, certains auteurs et études suggèrent une évolution de ces déformations sous forme torsionnelle[19,20,21].

Figure 1 – (a) Radiographie d'une patiente sans scoliose (b) Radiographie d'une patiente atteinte de scoliose



(a)



(b)

La scoliose est diagnostiquée chez un patient lorsque l'angle de Cobb, mesuré dans une courbure rachidienne, est de 10 degrés ou plus[1,3,4]. La scoliose peut être classifiée en deux catégories; ceux avec une étiologie identifiée et ceux sans étiologie définie. Les étiologies identifiées de la scoliose sont: neuromusculaire, congénital, mésenchymateux. La scoliose idiopathique est diagnostiquée lorsque toutes autres causes étiologiques ont été exclues.

La scoliose idiopathique peut être sous-classifiée selon l'âge d'apparition. Elle est dite infantile lorsque la scoliose apparaît entre l'âge de 0 à 3 ans, juvénile entre 4 à 10 ans et adolescente de 11 ans jusqu'à l'âge adulte[5]. Cette dernière est la forme la plus courante dans la population pédiatrique[3,4].

Dans une population à risque de développer la SIA, i.e. population âgée de 10 à 16 ans, la prévalence de la SIA est de 1 à 3% lorsque l'angle de Cobb est supérieur à 10 degrés[4]. C'est durant cette période pubertaire que la courbure scoliotique est plus à risque de progresser puisque le potentiel de croissance est élevé chez ces patients. Donc, les déformations scoliotiques ont aussi tendances à progresser durant cette période de croissance. Cette déformation est aussi plus prévalent chez les femmes avec un ratio femme-homme d'au moins 1.4 :1 [3]. Le ratio femme-homme augmente aussi avec l'augmentation de l'ange de Cobb[3].

Les plaintes les plus fréquentes chez les patients atteints de la SIA sont souvent associées avec les conséquences cosmétiques de cette déformation[3]. Celle-ci est fréquemment une source de problèmes psychosociaux ainsi que de problèmes d'estime de soi chez les patients atteints. Outre que les problèmes cosmétiques, les patients scoliotiques rapportent plus souvent des douleurs aux dos[3,4]. La SIA peut aussi affecter la fonction pulmonaire et peut causer des syndromes pulmonaires restrictives[3,6]. Rarement, lorsque la SIA est sévère (courbure thoracique de plus

de 100 degrés), l'insuffisance cardiaque droite secondaire à la SIA aurait contribué au décès du patient[3].

## **1.2 Évaluation de la déformation scoliothique**

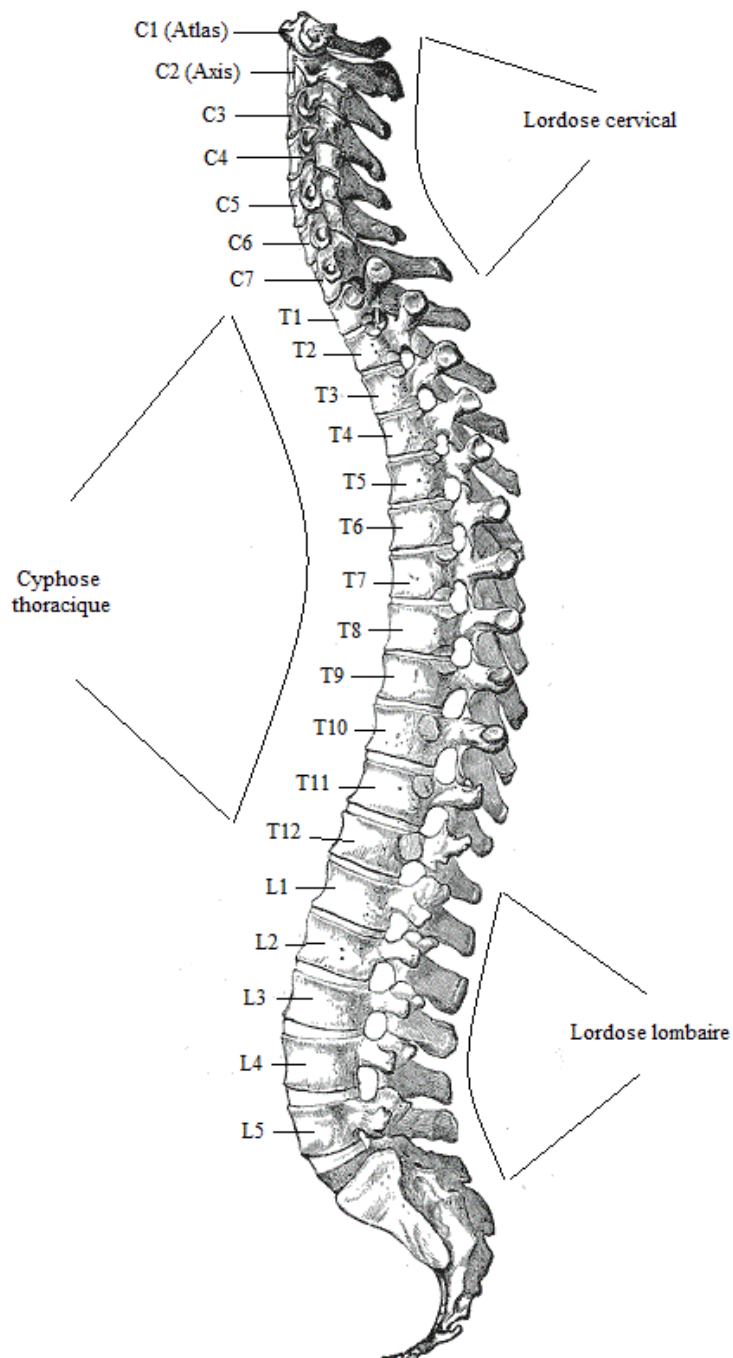
L'évaluation clinique de la SIA se fait d'abord par un examen physique qui comprend des mesures spécifiques aux déformations rachidiennes. Les modalités d'imagerie les plus souvent utilisées par le clinicien sont les radiographies par rayons-X. Avec la venue de nouvelles technologies, l'évaluation de la scoliose peut se faire à partir de reconstructions 3D du rachis. Chaque méthode permet au clinicien d'évaluer la SIA en utilisant les indices développés à partir de chaque modalité.

### **1.2.1 Examen clinique**

L'examen clinique inclut une inspection visuelle du patient à la recherche de signes caractéristiques de la scoliose. Une asymétrie des épaules, des omoplates, du tronc ainsi que du bassin sont tous des caractéristiques que le clinicien peut retrouver à l'examen physique[7]. Le clinicien peut mettre en évidence l'asymétrie du tronc par la flexion de la colonne à la recherche d'une gibbosité; ce test communément appelé le test d'Adams[1,7]. En plus de chercher les courbes scoliothiques, le clinicien recherche aussi des altérations dans les autres courbes physiologiques dans la colonne vertébrale telle la cyphose ou la lordose (figure 2).

La flexibilité de la colonne vertébrale chez les patients scoliothiques peut aussi être évaluée par le clinicien. L'amplitude du mouvement en flexion ou extension ainsi que la flexion latérale de la colonne sont tous des éléments qui peuvent être évalués. Ceci donne un aperçu global de la flexibilité de la colonne scoliothique.

Figure 2 – Représentation du rachis avec ses courbures physiologiques et ses vertèbres. Le rachis a 7 vertèbres cervicales (C1-C7), 12 vertèbres thoraciques (T1-T12) et 5 vertèbres lombaires (L1-L5)[50].



Le clinicien recherche aussi à l'examen clinique tout autres signes qui pourraient indiquer une cause sous-jacente de la scoliose, comme des taches de « café-au-lait », si celui-ci suspect la neurofibromatose[7]. Celui-ci fait aussi un examen neurologique complet afin d'éliminer une atteinte neurologique.

Plusieurs mesures faites en clinique permettent au clinicien de quantifier la déformation scoliootique. La déviation latérale du thorax par rapport au bassin est la distance mesurée entre l'apophyse épineuse de la vertèbre C7 et le pli fessier qui nécessite souvent un fil à plomb. L'asymétrie des épaules peut être quantifiée par la différence de hauteur entre les deux. La gibbosité peut être évaluée par un Scoliomètre durant la flexion d'Adams[8].

L'examen clinique demeure le premier outil au clinicien. Celui-ci lui donne un aperçu global de la déformation scoliootique ainsi que l'impact de la déformation sur le patient. Elle permet aussi d'orienter le clinicien sur une cause étiologique de la scoliose.

## **1.2.2 Examen radiologique**

### **1.2.2.1 Les principes de base des radiographies**

Les rayons-x sont une forme d'irradiation électromagnétique qui peut traverser et être absorbés à différentes quantités selon la matière qu'ils traversent. En médecine, cette propriété des rayons-x est utile puisque tous les tissus humains ont différents niveaux de densité. Donc, une image pourra être produite où les différentes structures et tissus du corps humain peuvent être mis en évidence puisque certains tissus laisseront passer plus de rayon-x que d'autres. Un détecteur de rayon-x pourra créer une image basée sur les différents niveaux de rayon-x qu'elle détectera. Ces images obtenues sont appelées des radiographies.

En scoliose, les tissus qui intéressent principalement les chercheurs et les cliniciens sont les structures osseuses. Les os, étant des tissus plus denses formés principalement de calcium, absorbent en plus grande quantité les rayons-x que les autres tissus du corps humain. Conséquemment, les os sont plus visibles sur les images radiologiques par contraste avec les tissus avoisinantes qui ne sont pas capables d'absorber autant de radiation. Les os seront vus comme étant des structures blanches sur un fond principalement noir.

Pour générer des radiographies, il faut trois éléments essentiels : la source de rayon-x, l'objet dont on veut prendre une image radiologique et le détecteur de rayon-x. L'objet est placé entre la source et le détecteur de rayon-x. Dépendamment de l'orientation de l'objet par rapport à la source et au détecteur, différentes vues ou projection de l'objet peuvent être obtenues. La vue postéro-antérieur (PA) est obtenue lorsque les rayon-x de la source passe de postérieur à l'antérieur de l'objet et puis au détecteur. Cette projection nous donne une image frontale ou une image du patient vue de face. La vue latérale est obtenue lorsque le patient ou l'objet est orienté de façon orthogonale à la vue PA.

#### **1.2.2.2 Le système EOS™**

Le système EOS™ produit des images du corps humain utilisant les mêmes principes de base des radiographies. C'est-à-dire, elle emploie une source de rayon-x avec un détecteur pour produire une image radiologique d'un objet voulu. Cependant, elle diffère des méthodes d'acquisitions conventionnelles sur plusieurs plans. Basée sur l'innovation de Georges Charpak[12], le système EOS emploie des détecteurs gazeux qui améliorent la détection des rayons-x. Chacun de ces détecteurs sont couplés avec une source de rayon-x de sorte les rayons-x sont envoyés de façon



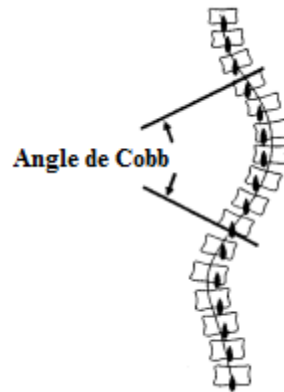
linéaire et non de façon dispersés comme les méthodes conventionnelles. Ceci améliore non seulement la qualité de l'image, mais réduit aussi la quantité de rayons-x exposés aux patients.

De plus, ce système permet l'acquisition de deux images radiographiques orthogonales simultanément. Ceci est possible en employant deux sources et deux détecteurs placés de façon orthogonale sur de multiples niveaux. En balayant le corps humain, chaque niveau ou chaque couple de source et détecteur génèrera une ligne d'image et la compilation de toute ces lignes formera les images PA et latérales. Ce processus de balayage requiert environ 8 à 15 secondes[43]. L'avantage d'obtenir des images orthogonal simultanément c'est qu'elle minimise les variations de positions qui peuvent se produire lors du changement d'orientation des patients avec les systèmes conventionnelles. Ce dernier élément peut affecter la précision des reconstructions 3D de la colonne vertébrale.

Finalement, les distances entre le détecteur et la source ainsi que la position de l'objet ou du patient entre les deux sont connues et sont constantes dans le système EOS. Cet élément permet de reconstruire la colonne vertébrale en 3D de façon plus précise.

L'angle de Cobb (figure 3) est une mesure clé pour le clinicien. Mesuré à partir d'une radiographie postéro-antérieure(PA) ou antéro-postérieure(AP), l'angle de Cobb sert non seulement au diagnostic de la scoliose, mais aussi à guider le clinicien dans la conduite thérapeutique[9]. Sur une radiographie latérale(LAT), la même méthode permet de quantifier les courbures physiologiques normales telles la cyphose et la lordose.

Figure 3 – L'angle de Cobb représente l'angle formé entre les lignes prolongeant le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieur et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure [10].



Les deux images radiographiques dimensionnelles (2D) simplifient l'interprétation d'une déformation scoliothique qui est de nature tridimensionnelle (3D)[11]. L'orientation ainsi que la position de chaque vertèbre dans l'espace est difficilement évaluée par une radiographie. Conséquemment, des déformations scoliothiques qui ont différentes orientations ou position dans l'espace 3D peuvent démontrer des angles de Cobb identiques dû aux limitations des radiographies[11].

Pour surmonter à ces difficultés liées aux mesures 2D, des modèles 3D générés à partir de reconstruction radiographique ont été développés [12,13,14,15]. Ceci a permis de visualiser et étudier la scoliose en 3D. De plus, plusieurs indices 3D ont été développés à partir de ces nouvelles méthodes.

### 1.2.3. Évaluation tridimensionnelle

Face aux limites des méthodes de mesures 2D issues de radiographies, des méthodes de reconstruction 3D du rachis scoliothique ont été développées en utilisant des approches de reconstruction par stéréo-radiographie [16]. Par contre, les études de la SIA en 3D dans le

domaine de la recherche ont démontré l'importance d'analyser la SIA en 3D[16]. De plus, avec de nouvelles technologies comme le système EOS™[12], il est maintenant possible d'avoir des reconstructions précises plus rapidement.

### **1.2.3.1 Reconstruction 3D**

Il existe plusieurs méthodes de modélisation 3D du rachis. La tomодensitométrie (CT scan) est une modalité d'imagerie qui permet de reconstruire la colonne vertébrale en 3D. Cependant, cette modalité d'imagerie possède plusieurs limites. Ces techniques requièrent souvent plus de temps à acquérir les images, ce qui entraîne les erreurs dues aux mouvements respiratoires du patient. De plus, puisque la géométrie de la colonne scoliотique dépend aussi de la posture du patient, l'acquisition des images en position debout est recommandée. Or, les patients sont couchés lors de l'acquisition d'image par la tomодensitométrie. Finalement, son utilisation demeure limitée, tant dans le domaine de la recherche qu'en clinique, dû aux coûts reliés ainsi qu'aux doses importantes d'irradiations exposées aux patients.

Pour pallier à ce problème, des méthodes de reconstruction 3D du rachis utilisant des techniques stéréo-radiographiques ont été proposées [17,18]. Ces techniques permettent de reconstruire le rachis en 3D en utilisant plusieurs vues radiographiques. Par l'identification de points anatomiques correspondants sur des images calibrées, des algorithmes mathématiques permettent de reconstruire le rachis en 3D. Ces techniques ont l'avantage d'obtenir une représentation 3D précise de la SIA en utilisant des systèmes d'imageries conventionnels et disponibles en milieu clinique, avec un coût plus faible et ayant moins d'irradiations pour le patient.

Plusieurs méthodes de reconstructions 3D ont donc été développées à partir d'images radiographiques de la SIA. Les méthodes explicites et implicites permettent de reconstruire la

colonne vertébrale en utilisant les relations mathématiques qui existent entre celle-ci et ses représentations radiographiques. Chaque point qui constitue la représentation 3D de la colonne est donc une représentation mathématique calculée.

Les méthodes explicites[36,37] sont basées sur la connaissance de l'orientation et la position des sources radiographiques dans l'ensemble de l'environnement d'acquisition d'image, alors que les méthodes implicites[18,38,39,40] ne nécessitent aucune connaissance de la mise en scène de l'acquisition d'image. Mais ces dernières méthodes ont besoin d'un objet de calibrage dont les coordonnées spatiales exactes d'un certains nombres de points sur l'objet sont connus et visibles sur les différentes vues radiographiques acquises. La méthode du Direct Linear Transformation est un exemple de technique implicite qui est couramment utilisée afin de reconstruire le rachis scoliotique[15,17,18,41].

Cependant, les limitations de ces méthodes reposent sur les difficultés d'identifier les marqueurs anatomiques ou les repères sur des objets de calibrage. De plus, il est souvent difficile de localiser les mêmes points appariés sur deux radiographies. Donc, ces techniques sont restreintes à l'identification de repères anatomiques facilement identifiables.

Par ailleurs, le calibrage des images peut aussi être un obstacle important. Les patients doivent soit être dans des positions précises dans un montage fixe pour obtenir des images calibrées. Ceci est non seulement exigeant dans un contexte clinique, mais peut aussi être la source d'erreurs causés par les mouvements de patients entre l'acquisition des deux images. Ces mouvements pourraient influencer les reconstructions finales par la discordance entre la calibration et la stéréo-géométrie.

Cependant, des études ont pu développer un système de reconstruction 3D utilisant un objet de calibrage plus petit et portatif qui permet des reconstructions ne nécessitant pas de montage encombrant[42]. Ceci permet donc d'avoir un système de reconstruction plus pratique dans un contexte clinique. Par contre, elle demeure dépendant de l'identification manuelle des repères anatomiques et ainsi que de ses erreurs potentielles.

Des nouveaux algorithmes de reconstruction ont pu pallier aux problèmes d'identification manuelle des points. Avec des systèmes semi-automatiques[13], qui emploient une banque de reconstructions 3D, ceux-ci permettent d'avoir une reconstruction 3D limitant l'intervention nécessaire à un opérateur. Ces méthodes génèrent une reconstruction préliminaire en utilisant deux images radiographiques du rachis. Par la suite, un observateur peaufinera la reconstruction 3D selon les images radiographiques. Ce qui résulte en une reconstruction précise et reproductible en diminuant l'intervention nécessaire d'un opérateur.

De plus, les nouveaux systèmes d'acquisition d'image, comme l'EOS™[12], permettent d'avoir deux images de vues perpendiculaires simultanément, ce qui réduit les erreurs induites par le mouvement du patient. Ce système est aussi auto-calibré, ce qui élimine la nécessité d'avoir un objet de calibrage. Le système permet aussi d'acquérir des images de qualité avec moins d'irradiation[43]. Le tout résultant en des reconstructions précises du rachis scoliotique.

### **1.2.3.2 Définition du référentiel**

La scoliose peut être représentée dans un système cartésien avec un système d'axes qui définit l'espace 3D [11]. Une origine avec trois axes orthogonaux vont pouvoir la définir. Ce système d'axe peut ensuite définir différentes échelles (globale, régionale, spinale, locale) de la

déformation scoliotique et des indices géométriques scoliotiques vont pouvoir décrire spécifiquement la déformation scoliotique sur chaque échelle(figure 4)[11].

Sur une échelle globale, l'espace 3D se définit par une origine au centre du plateau sacré ayant un axe vertical représentant la ligne de la gravité, un axe parallèle à une ligne formée entre les apophyses épineuses iliaques supérieures ainsi qu'un axe perpendiculaire à ces deux derniers[11]. Cette échelle englobe le corps humain dans son entier.

Ensuite, l'échelle spinale va définir un espace 3D qui contient la colonne vertébrale en entier. Elle se définit par un système d'axe avec l'origine au centre du plateau sacré et par un axe passant à travers le corps vertébrale du septième vertèbre cervical ou la première vertèbre thoracique ainsi qu'un axe parallèle à une ligne formée entre les apophyses épineuses iliaques supérieures et un axe perpendiculaire à ces deux derniers[11].

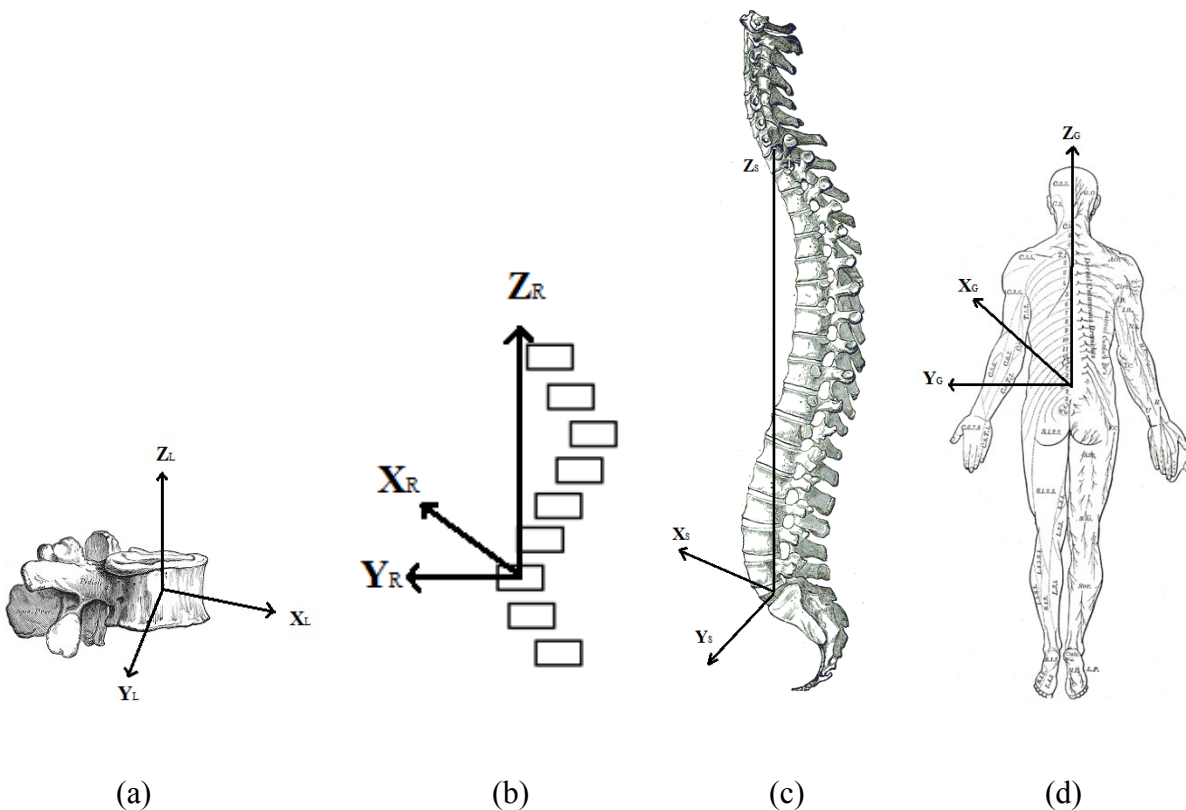
Les indices scoliotiques qui caractérisent ces deux échelles décrivent la déformation scoliotique dans son ensemble. La balance, représentant la déviation du tronc par rapport à l'axe médian normale, ainsi que la gibbosité qui représente la déformation de la cage thoracique sont des exemples d'indices qui représentent la scoliose dans ces deux échelles.

L'échelle régionale définit l'espace d'une courbe scoliotique. Une courbe scoliotique est définie par une vertèbre apicale, qui est la vertèbre la plus déviée par rapport à l'axe médian, ainsi que deux vertèbres limites. La vertèbre limite supérieure est définie par la vertèbre dont la surface supérieure est maximale angulée vers la concavité de la déformation et la vertèbre limite inférieure est la vertèbre dont la surface inférieure est maximale angulée vers la concavité de la déformation. Le même système d'axe décrit ci-haut peut aussi être défini avec l'origine aux vertèbres limites. L'angle de Cobb est l'indice qui est le plus utilisé pour évaluer la déformation

scoliotique dans cet espace. Elle peut être mesurée à partir de radiographies de la colonne vertébrale.

L'échelle locale va définir l'espace d'une vertèbre (figure 5) ou d'un disque intervertébrale. Le système d'axe local est défini par trois axes : un axe passant à travers le centre du plateau supérieur et inférieur de la vertèbre, un axe parallèle aux pédicules et un axe perpendiculaire à ces deux derniers. La cunéiformisation vertébrale et la rotation vertébrale sont des exemples d'indices scoliotiques qui décrivent la déformation locale vertébrale.

Figure 4 – Échelles : (a) local, (b) régional, (c) spinal et (d) globale [50]

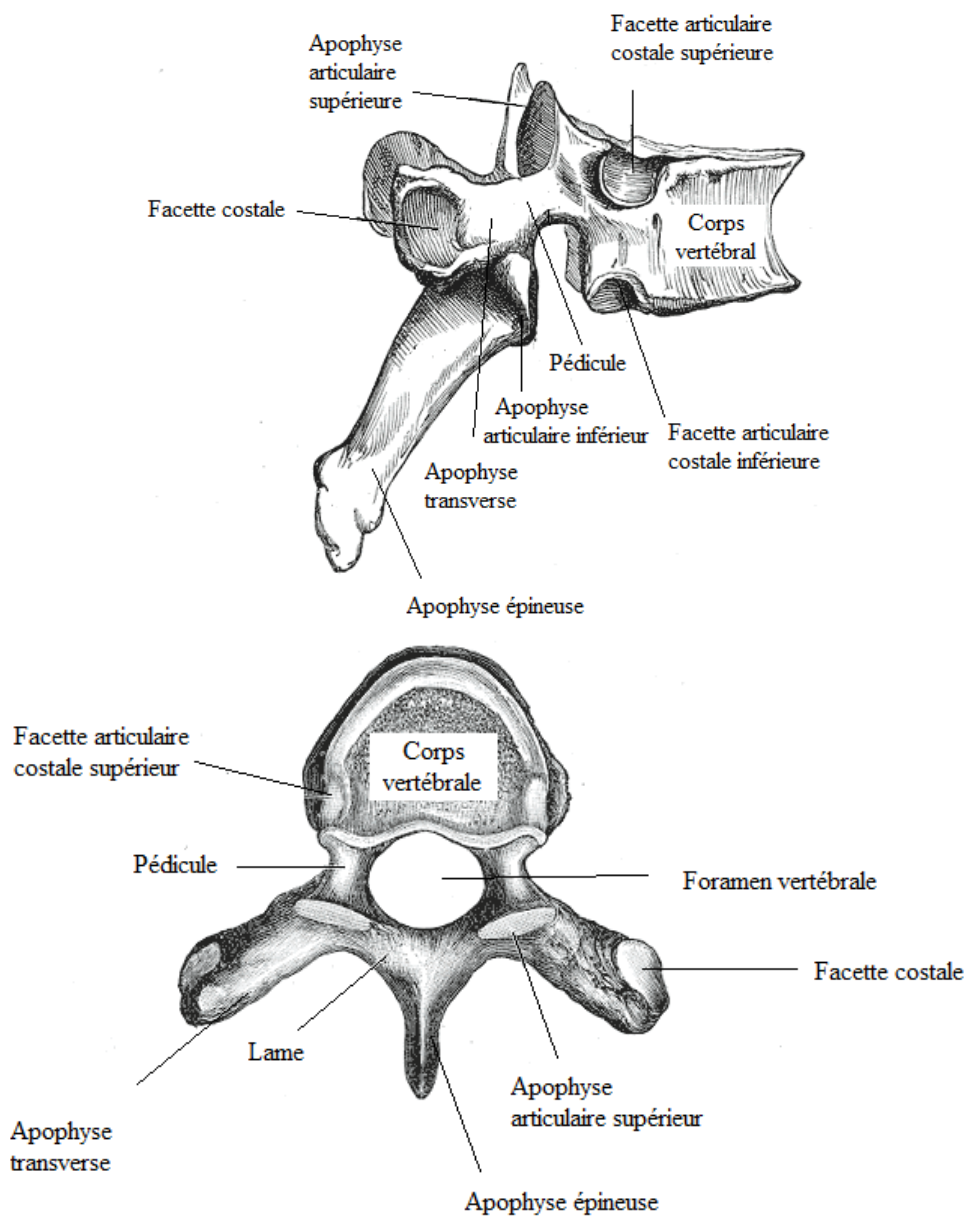


Ces systèmes d'axes peuvent aussi définir d'autres formes de représentations de la scoliose. La déformation scoliotique peut aussi être représentée sous forme de ligne courbe dans l'espace 3D.

Elles peuvent être définies par une ligne passant au centre du corps vertébrale de chaque vertèbre

dans la déformation scoliootique[11]. Les caractéristiques géométriques de ces courbes dans l'espace 3D peuvent ensuite être évaluées.

Figure 5 – Repères anatomiques d'une vertèbre[50]



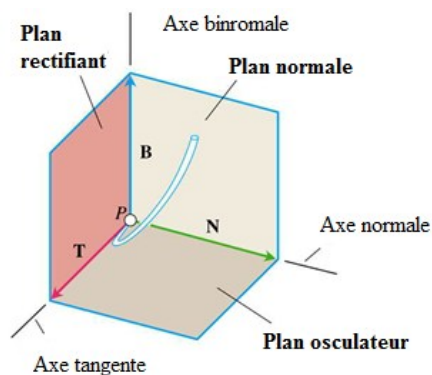
Tout comme les échelles présentées ci-haut, les lignes vertébrales peuvent aussi être définie dans un espace 3D par un système d'axes. Un système d'axe peut être défini sur une échelle globale



ou locale de la ligne vertébrale. Sur une échelle locale, un système d'axe peut être défini sur chaque point sur la ligne vertébrale, créant un espace 3D définie par trois axes orthogonaux avec une origine à n'importe quel point sur la ligne courbe.

Cet espace 3D, décrit sur chaque point sur la ligne vertébrale, peut aussi être représenté comme un trièdre. Ce trièdre (figure 6) formé de trois plans et trois axes orthogonaux avec l'origine sur n'importe quel point sur la ligne vertébrale. Les trois axes sont : la normale, la tangente et la binormale. Trois plans peuvent être définis par la suite : le plan normal formé par la tangente et la binormale, le plan rectifiant formé par la tangente et la normale, le plan osculateur formé par la binormale et la normale. Ce trièdre, les plans et les axes qui la forment, sont la base des formules mathématiques pouvant décrire les propriétés de la ligne vertébrale dont la torsion géométrique définie par les formules de Frenet.

Figure 6 – Les trois axes du trièdre: la normale (N), la binormale (B) et la tangente (T). Les trois plans du trièdre: plan normale, plan rectifiant et le plan osculateur. L'origine (p) est un point arbitraire sur la ligne vertébrale.



### 1.2.3.3 Mesures 3D

Les reconstructions 3D du rachis scoliotique permettent de visualiser et d'étudier la scoliose en 3D. Ceci permet aussi de développer des mesures afin de décrire en 3D la déformation scoliotique.

La scoliose présente non seulement une déformation de la colonne qui implique une orientation ainsi qu'une morphologie vertébrale anormale, mais aussi une évolution de la colonne déviant du plan sagittal normal[22]. Les plans de déformations maximales mesurent la déviation de la courbure scoliotique par rapport au plan sagittal, qui est le plan physiologique normal du rachis. Plusieurs méthodes pour mesurer cet indice ont été développées, dont la méthode par plan formé de trois vertèbres[22]. Celle-ci consiste à trouver le plan formé par la vertèbre apical, ou la vertèbre avec la translation latérale la plus élevée, ainsi que les deux vertèbres qui délimitent la courbure.

Cependant, ces méthodes de mesures ne décrivent pas entièrement la nature 3D de la scoliose. Malgré que ces méthodes évaluent la scoliose dans l'espace 3D, ce sont des mesures qui sont prises en regardant un plan spécifique 2D de la déformation. Elle présente plutôt une simplification de la déformation 3D. Ces mesures ne sont donc pas des indices entièrement 3D, ni entièrement 2D.

La torsion géométrique est une mesure qui évalue la tendance d'une courbure à dévier hors d'un seul plan[11]. Elle représente essentiellement la tendance d'une courbe 3D à prendre une forme hélicoïdale[11]. Plus la torsion est élevée, plus la courbure ressemble à un hélix. Par exemple, une torsion nulle représenterait une ligne droite ou une courbe reposant entièrement sur un seul plan.

Des études récentes ont évalué des méthodes de représenter chaque vertèbre en scoliose par des vecteurs[23,24,25]. Chaque vertèbre est représentée par un vecteur issu de plusieurs marqueurs sur la vertèbre reconstruit en 3D. Cette technique permet de mesurer les indices cliniques mentionnés précédemment ainsi que de quantifier la déformation scoliothique par la mesure de chaque vecteur.

### **1.3 Classification de la SIA**

La SIA est une déformation du rachis qui implique plusieurs vertèbres et plusieurs régions du rachis. La configuration dans l'espace 3D, le nombre de courbes et le nombre de vertèbres impliqués dans la SIA varient entre chaque patient.

Les indications chirurgicales de la SIA sont généralement homogènes parmi les chirurgiens. Cependant, le nombre de vertèbres à fusionner dans la correction chirurgicale demeure un sujet controversé. De plus, Madjouline et al.[27] ont démontré une variabilité dans l'importance de certains objectifs chirurgicaux.

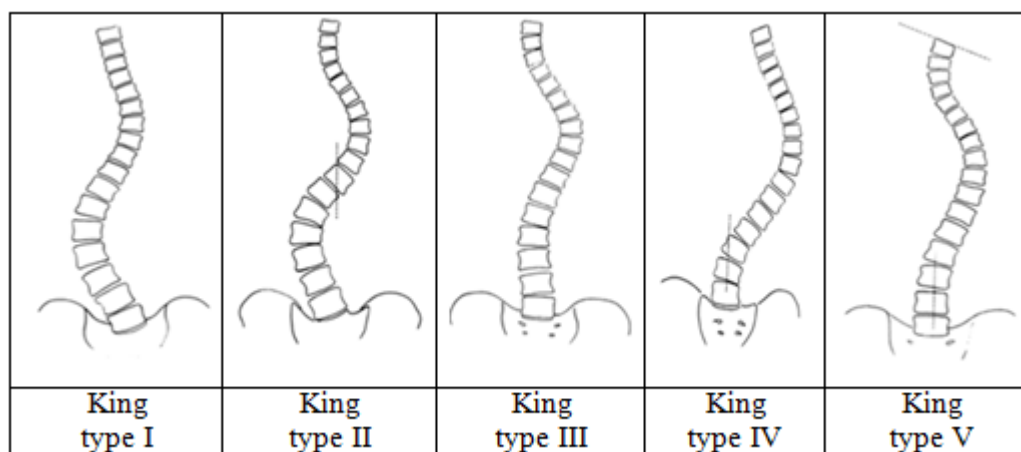
Plusieurs méthodes de classifications ont été émises afin de regrouper des patrons de déformations similaires pour guider les chirurgiens dans la sélection du nombre de vertèbre pour l'arthrodèse et pour être capable de comparer les résultats chirurgicaux entre patients similaires.

#### **1.3.1 Classification de King et al.**

La classification de King et al. (figure 7)[28] était une des premiers essais pour classier la SIA. Cette classification subdivise les patients atteints de la SIA ayant au moins une courbure thoracique en 5 groupes. Elle se base sur une évaluation radiologique qui implique les mesures de l'angle de Cobb, l'évaluation de la flexibilité d'une courbure et la localisation des courbures

par rapport à la ligne centrale débutant au milieu du sacrum. Voici une figure résumant les différents patrons possible sous cette classification.

Figure 7 – Classification de King et al.

















Cependant, l'objectif initial de cette classification était de revoir l'expérience chirurgicale des patients atteints de la SIA. L'objectif n'était pas de créer une classification cliniquement pertinente de toutes les déformations dans la SIA. Dans ce contexte, elle n'inclue pas les déformations ayant plus de deux courbes ni ceux ayant uniquement des courbures lombaires. De plus, puisqu'elle se base uniquement sur des paramètres radiologiques, cette classification ne peut pas entièrement décrire la déformation en 3D dans la SIA.

### 1.3.2 Classification de Lenke et al.

Dans l'objectif de développer une classification de la SIA qui comprends tous les patrons de déformations possibles et ayant une pertinence clinique, la classification de Lenke et al. a été développée [29]. La classification de Lenke et al. (figure 8) se base sur l'amplitude de l'angle de Cobb de chaque courbure, la position de la colonne lombaire par rapport au centre du sacrum ainsi qu'à l'amplitude de la cyphose.

Figure 8 – Classification de Lenke et al. Résumé illustrative des patrons de déformation possible de la SIA dans cette classification.

	Modificateur lombaire A	Modificateur lombaire B	Modificateur lombaire C
Lenke type 1			
Lenke type 2			
Lenke type 3			
Lenke type 4			
Lenke type 5	N/A	N/A	
Lenke type 6	N/A	N/A	

Cette classification 2D présente plusieurs avantages par rapport à la classification de King et al. L'objectif primaire était de développer une classification pour la SIA pouvant aider le clinicien dans la décision du traitement chirurgical. Elle inclue aussi un plus grand éventail de cas

scoliotique par rapport à la classification de King et al. De plus, elle démontre une meilleure fiabilité inter et intra-observateur[29]. Finalement, cette classification propose des suggestions de traitement pour chaque patron de courbure.

Cependant, cette classification demeure une évaluation et une classification 2D puisqu'elle se base uniquement sur des indices 2D mesurés à partir de radiographies.

#### **1.4 Vers une classification 3D de la scoliose**

Afin d'obtenir une classification 3D de la scoliose, plusieurs études ont été menées afin de développer et étudier les indices 3D en SIA.

##### **1.4.1 Sangole et al.**

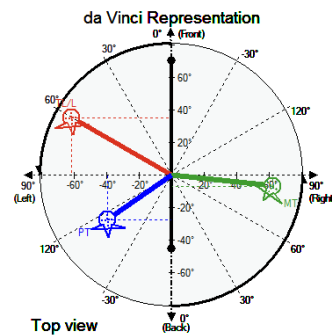
L'objectif de l'étude de Sangole et al. [30] était de développer une classification 3D de la SIA en évaluant l'orientation des plans de déformations maximales. Cette étude a démontré qu'il existe des sous-groupes basés sur les plans de déformations maximales ayant différents degrés de cyphose parmi les patients atteints de la SIA type Lenke 1.

Cependant, cette classification n'est pas entièrement une classification 3D de la scoliose puisqu'en utilisant la représentation daVinci(figure 9) pour illustrer les plans de déformations maximales, elle simplifie l'analyse 3D sur un plan 2D. De plus, c'est une analyse qualitative puisqu'elle dépend de l'interprétation graphique de l'orientation des différents plans de déformations sur la représentation daVinci.

La vue DaVinci est une représentation schématique de la déformation scoliotique d'une vue axiale ou d'une vue au-dessus de la scoliose. Cette vue représente chaque courbure dans la déformation scoliotique comme une flèche. La longueur de la flèche représente de façon

proportionnelle l'amplitude de la déformation scoliotique et l'orientation de la flèche représente l'orientation de la courbure scoliotique par rapport au plan sagittal. Essentiellement, cette représentation est une simplification 2D de la déformation scoliotique.

Figure 9 – Exemple d'une représentation DaVinci.



#### 1.4.2 Poncet et al.

Dans l'objectif de développer une classification 3D de la SIA, les travaux de Poncet et al. [31] ont évalué la torsion géométrique (figure 10) chez les patients atteints de la SIA. Cette étude a évalué la torsion géométrique en utilisant les formules de Frenet. Celle-ci implique l'obtention de trois vecteurs sur un point spécifique sur une courbure. En utilisant trois vecteurs orthogonaux, soit la tangente, la normale et la binormale, les formules de Frenet obtiennent la torsion géométrique en évaluant la vitesse laquelle la binormale tourne. En évaluant la torsion géométrique utilisant les formules de Frenet sur des reconstructions 3D de patients atteints de la SIA, 3 patrons scoliotiques ont été identifiés.

Les formules de Frenet sont une méthode pour obtenir la torsion géométrique dans une courbe de façon locale. Cette technique se base sur un système vectoriel pour calculer la torsion géométrique d'une courbe dans l'espace 3D [44]. Sur chaque point d'une courbe, trois vecteurs unitaires orthogonaux peuvent être définies : la normale ( $n$ ), la tangente ( $t$ ) et la binormale ( $b$ ). Ces

trois vecteurs peuvent être différents sur chaque point de la courbe. Cette relation entre les trois vecteurs peuvent être définie aussi par :

$$(1) b = t \times n$$

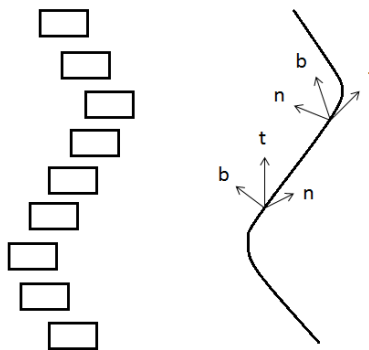
La torsion géométrique est reliée avec ce système vectoriel puisqu'elle peut être définie comme étant le taux de changement du vecteur binormale[44]. Donc, pour obtenir la torsion, il faut obtenir le taux de changement du vecteur b. Ce taux peut être obtenu par la première dérivée du vecteur b. On obtient alors :

$$(2) b' = db/ds = -\tau n \text{ ou } b' = -\tau n$$

En isolant pour  $\tau$ , on obtient la valeur de torsion d'un point sur la courbe.

Ces derniers définissent les relations entre vecteurs qui forment les équations de Frenet pour obtenir la torsion géométrique.

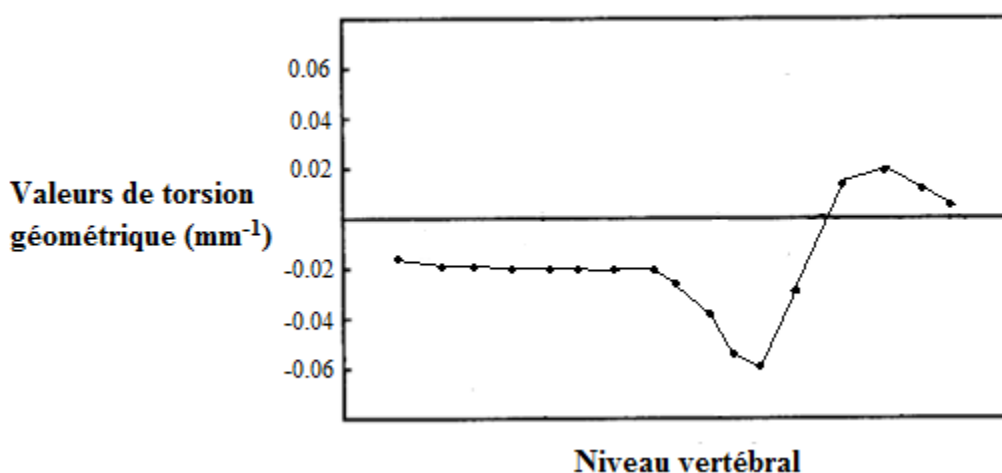
Figure 10 – À gauche, représentation du rachis scoliotique. À droite, représentation de la déformation scoliotique par une courbure spatiale ou une ligne vertébrale. La torsion géométrique est calculée à partir des formules de Frenet en utilisant la normale n, la tangente t et la binormale b. La torsion géométrique représente la déviation de la courbure par rapport au plan formé par la tangente et la normale.





Cependant, malgré une analyse 3D de la SIA, cette classification demeure encore qualitative et dépendant de l'interprétation des valeurs de torsion représentées sur un graphique (figure 11). De plus, dû à la nature locale du calcul de torsion géométrique, celle-ci est susceptible aux erreurs de reconstruction 3D. Donc, cette méthode d'évaluation de la torsion géométrique est instable par rapport au niveau d'erreur d'une reconstruction 3D de la scoliose.

Figure 11 – Exemple de représentation graphique de la torsion géométrique chez un patient scoliotique.



### 1.4.3 Lewiner et al.

L'étude de Lewiner et al. avait comme objectif d'introduire et d'étudier une nouvelle méthode pour calculer la torsion géométrique basée sur la minimisation des moindres carrés ainsi que de la paramétrisation de courbes. Essentiellement, leurs travaux présentent une méthode de calcul de la torsion géométrique en utilisant des courbes obtenues par l'estimation de longueurs d'arc entre points successifs. Ensuite, la torsion géométrique est obtenue en utilisant les fonctions polynomiales qui représentent les courbes paramétrées.

Cette méthode présente certains avantages. Premièrement, la méthode présentée par Lewiner et al. approche le calcul de torsion géométrique de façon plus global. Et par conséquent, ils ont

réussi à démontrer dans leur étude que leur méthode pouvait obtenir des valeurs de torsion stable et robuste face aux bruits de données locales.

Ces avantages font contraste avec la méthode de calcul de torsion géométrique par les formules de Frenet qui avait été étudié dans l'étude de Poncet et al.. Par sa nature locale, les formules de Frenet sont susceptibles aux bruits locaux de données tirées de reconstructions 3D de courbes scoliotiques imparfaites.

## **1.5 Traitement de la Scoliose**

Les options thérapeutiques pour la SIA sont soit un traitement chirurgical ou non chirurgical. Chaque option a des objectifs et indications spécifiques.

### **1.5.1 Traitement non chirurgical de la scoliose**

Pour les patients atteints de scoliose avec des déformations moins sévères (angles de Cobb en-dessous de 25 degrés), la règle générale pour ces patients est de les observer en clinique[4] (« watchful waiting ») jusqu'à temps qu'ils atteignent une maturité osseuse ou qu'ils développent des déformations plus sévères nécessitant un traitement par corset ou une chirurgie. La physiothérapie est une autre option thérapeutique pour les patients avec des déformations moins sévères, quoique cette pratique est moins répandue ici en Amérique du Nord[4].

Le traitement par corset demeure une des méthodes non chirurgicales le plus reconnu. Il vise à prévenir la progression de la SIA jusqu'à la maturité osseuse du patient[4,7] puisqu'après l'atteinte de celle-ci, le risque de progression vers une déformation scoliotique nécessitant une chirurgie diminue. Les indications pour débiter un traitement par corset sont généralement un patient ayant un angle de Cobb entre 25 à 45 degrés et une immaturité osseuse[7]. Lorsque le

choix de traitement par corset est proposé et expliqué aux patients, plusieurs types de corset sont disponibles. Les corsets les plus répandus sont le type Milwaukee, Boston ou Charleston. Le port du corset est cessé jusqu'à la maturité osseuse du patient et lorsqu'il n'y a pas d'évidence de progression de la SIA[4].

Malgré l'utilisation répandue du corset, cette pratique a été l'objet de controverse dans la communauté médicale. Effectivement, l'efficacité du corset a déjà été questionné par certains groupes soulignant que l'évidence actuelle était pauvre pour soutenir son utilisation, tandis que d'autres soutiennent l'utilisation du corset dû à leur expérience positive. Cependant, l'essai clinique randomisé récent BRAIST[45] a démontré que le port du corset réduit de façon significative la progression vers des courbes sévères nécessitant une chirurgie chez les patients à risque.

### **1.5.2 Traitement chirurgical de la scoliose**

Les objectifs principaux d'un traitement chirurgical de la SIA visent: l'arrêt de progression de la déformation, la correction de la déformation dans les trois dimensions, d'améliorer l'apparence par une configuration équilibrant le tronc, de prévenir les complications de la SIA[4], et préserver la mobilité du rachis en fusionnant un nombre minimal de vertèbres[26]. Pour atteindre ces objectifs, le chirurgien doit accomplir une arthrodeèse avec instrumentation des vertèbres afin de retrouver une configuration du rachis satisfaisant les objectifs.

Un traitement chirurgical pour la SIA est considéré lorsqu'il y a un échec au traitement par corset ou s'il y a une déformation significative lors de la première visite. Le tableau I présente les indications pour un traitement chirurgical pour la SIA selon Bridwell[26].

Tableau I – Indications pour le traitement chirurgical de la SIA

---

### Indications

---

Angle de Cobb > 50°

Angle de Cobb > 40° et ayant une immaturité squelettique

Progression en dépit d'un traitement par corset

Déformation inacceptable pour le patient

---

Après avoir décidé de choisir un traitement chirurgical, la prochaine étape devient la planification de la chirurgie. Comme précédemment présenté, le chirurgien doit satisfaire plusieurs objectifs avec sa chirurgie tout en minimisant la fusion et instrumentation de vertèbres. Cependant, ce dernier point ouvre la porte pour une panoplie de questions : Combien de niveaux vertébraux faut-il fusionner pour satisfaire nos objectifs? Et combien d'implants utiliser? Et quelle configuration d'implants ainsi que niveaux vertébraux doit-on entreprendre?

Malheureusement, la stratégie opératoire demeure encore un sujet de controverse avec une grande variabilité de différentes stratégies opératoires entre chirurgiens pour les mêmes patients[27]. Ce problème est évident lorsqu'on discute du traitement chirurgical des scolioses thoraciques ou les déformations scoliotiques Lenke type 1. Ce patron de déformation suscite deux principales questions. La première, étant la décision d'instrumenter et fusionner ou non la courbure thoracique sus-jacente, et la deuxième question, étant la décision d'instrumenter et fusionner ou non la courbure lombaire sous-jacente à la déformation thoracique principale.

De plus, chaque décision a ses propres conséquences. La décision de fusionner les courbes sus ainsi que sous-jacentes permettent possiblement d'éviter un déséquilibre des épaules[46] et du

tronc respectivement[47,48]. Cependant, cette décision de fusionner un segment plus haut ou plus bas va conséquemment diminuer la mobilité vertébrale.

Afin d'uniformiser les stratégies opératoires, plusieurs systèmes de classification ont été développés. La classification de Lenke et al. est une qui est couramment utilisé en clinique. Malgré qu'elle suggère des niveaux de fusion et instrumentation pour chaque patron de déformation, cette classification n'est pas nécessairement un mandat de traitement. Ceci est apparent lorsqu'on s'aperçoit de la grande variabilité de stratégie opératoire vu, par exemple, chez les patients ayant des déformations Lenke 1B ou 1C[49].

De plus, pour pallier aux limitations des classifications 2D, des paramètres 3D ont été étudiés. Cependant, les classifications issues de ces études ont leurs propres faiblesses comme décrit précédemment. Donc, malgré la diversité de classifications disponibles, il reste que l'acteur central dans la stratégie opératoire demeure le chirurgien ainsi que de son expérience.

## **Chapitre 2 : Objectif et hypothèses**

### **2.1 Problématique**

Une classification 3D de la SIA demeure encore difficile à établir dû à la difficulté d'évaluer la SIA en 3D. Les technologies récentes permettent l'évaluation clinique de la SIA en 3D. Le développement d'une classification 3D de la SIA dépend du développement d'indices capables de décrire la SIA dans la troisième dimension de manière quantitative.

### **2.2 Objectifs**

L'objectif de ce projet consiste à évaluer une nouvelle méthode qui permet de déterminer la torsion géométrique chez les patients atteints de la SIA. Cette étude vise à évaluer la méthode décrite par Lewiner et al. [33], qui prend une approche plus globale afin d'obtenir des valeurs de torsion géométrique plus stables et robustes par rapport aux erreurs de reconstructions 3D. Cette étude tentera de présenter la torsion géométrique comme indice quantitatif et évaluera la pertinence clinique de cette nouvelle méthode pour la classification 3D la SIA. Les sous-objectifs de cette étude sont :

1. Évaluer la robustesse de la méthode proposée par Lewiner et al. par rapport aux erreurs de reconstructions 3D de rachis scoliotiques;
2. Évaluer l'existence de différents sous-groupes basés sur la valeur de torsion géométrique;
3. Évaluer les différences dans les résultats chirurgicaux entre les sous-groupes basés sur la valeur de torsion.

## 2.3 Hypothèses

L'hypothèse principale de ce mémoire est qu'il existe une nouvelle méthode plus robuste d'obtenir la torsion géométrique et que celle-ci peut être présentée comme un indice 3D quantitatif. Les sous-hypothèses reliées à celle-ci sont :

1. Il existe des sous-groupes basés sur les valeurs de torsion géométrique parmi les patients atteints de la SIA d'une même classe de Lenke (1) avec des caractéristiques géométriques distinctes.
2. Les sous-groupes potentiels ont une pertinence clinique, ayant des comportements chirurgicaux différents. Les patients ayant des plus hauts niveaux de torsion auront des comportements chirurgicaux moins satisfaisants tant au niveau des indices 2D ou 3D qu'à la satisfaction des chirurgiens.

## Chapitre 3 : Méthodologie

### 3.1 Estimation de la torsion géométrique

Ce mémoire évaluera une nouvelle méthode d'estimer la torsion géométrique, proposée par Lewiner et al.[32], chez les patients atteints de la SIA. La première étape de cette méthode consiste à utiliser des reconstructions 3D du rachis provenant de patients atteints de la SIA pour générer des courbes spatiales. Ces courbes passent par le centre de chaque vertèbre scoliothique. Utilisant une technique de modélisation paramétrique employant une approximation de longueurs d'arcs locaux tel que décrit par Lewiner et al. [32], ceci permet de générer une courbe régularisée qui sera fidèle aux données extraites de la reconstruction 3D initiale(figures 12 et 13).

La première étape dans le calcul de torsion géométrique nécessitera l'utilisation d'une reconstruction 3D du rachis scoliothique. Par la suite, un logiciel dédié pour la visualisation des reconstructions 3D du rachis (Clindexia) permet l'identification des vertèbres apicales ainsi que de la vertèbre neutre. Après la sélection du segment désiré, une courbe pourra être modélisée à partir des points de données extraites du segment choisi dans la reconstruction 3D en utilisant la technique d'approximation de longueurs d'arc locaux tel que décrit par Lewiner et al.. Cette courbe pourra être représentée par la fonction  $r$ . Par la suite, les dérivés de première ( $r'$ ), deuxième ( $r''$ ) ainsi que troisième ( $r'''$ ) ordre pourront être calculé en utilisant la méthode par moindres carrés. Finalement, ces dérivées seront utilisées dans la formule de torsion géométrique (figure 10) pour enfin calculée et obtenir la valeur de torsion.

Figure 12 – Étapes dans l'estimation de la torsion géométrique : (a) Reconstruction 3D du rachis scoliothique(modèle centroïde) (b) Modélisation d'une courbure à partir d'une reconstruction 3D du rachis en approxinant les longueurs d'arc entre points successifs (c) Minimisation des moindres carrés de troisième ordre[article 1].



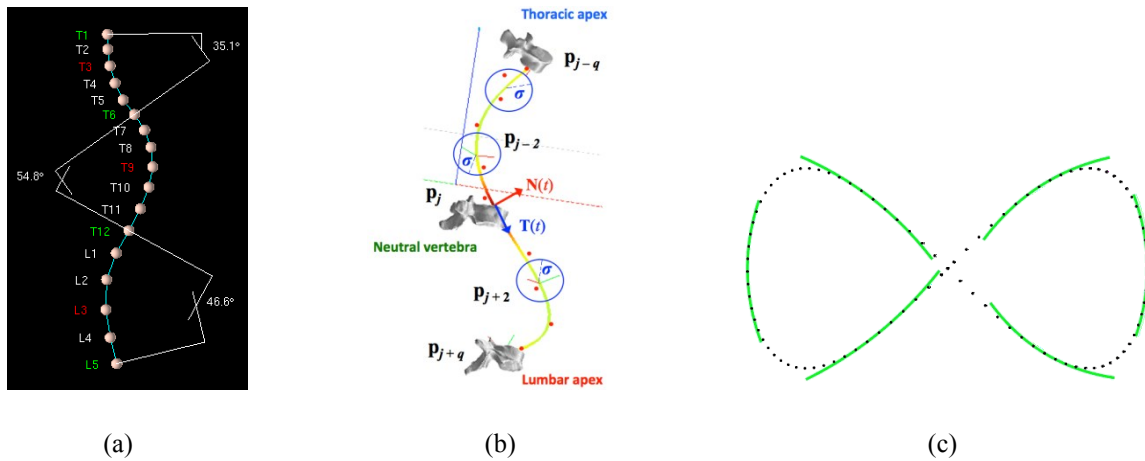


Figure 13 – Formule de torsion géométrique utilisant les fonctions polynomiales[article 1].

$$\tau(t) = -\frac{(\mathbf{r}' \times \mathbf{r}'') \cdot \mathbf{r}'''}{\|\mathbf{r}' \times \mathbf{r}''\|^2}$$

Les avantages de cette méthode sont que la modélisation permet de réduire les effets des erreurs de reconstruction 3D en pénalisant les données aberrantes lors de la génération d'une courbe lisse. De plus, cette technique permet d'estimer la torsion par une approche plus régionale et sera moins influencée par le bruit de données locales.

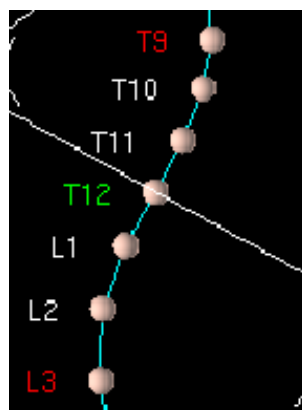
### 3.2 Application de la méthode

La torsion géométrique évalue la tendance d'une courbure à dévier hors d'un plan et à retrouver une forme hélicoïdale. Donc, une courbure sur un plan 2D, n'aura pas de torsion géométrique. Dans ce contexte, une estimation de torsion quantitative au niveau de la déformation rachidienne, où il y a changement important de direction de la courbure, sera le plus approprié.

L'application de la technique nécessitera trois vertèbres de référence (figure 14) sur une reconstruction 3D. Les repères seront une vertèbre neutre, une vertèbre apicale supérieure et une

vertèbre inférieure. L'identification de ces vertèbre sera automatisée en utilisant un logiciel générant les indices cliniques du rachis et dédié à la visualisation des reconstructions 3D des déformations scoliotiques. Par la suite, un observateur validera les repères identifiés.

Figure 14 – Points anatomiques identifiés automatiquement utilisant le logiciel. En rouge, les vertèbres apicales et en vert, la vertèbre neutre.



### 3.3 Matériels

#### 3.3.1 Population étudiée

La méthode d'estimation de la torsion géométrique décrit dans ce mémoire sera évaluée chez les patients atteints de SIA provenant uniquement de la banque de donnée du CHU Sainte-Justine.

L'étude portant sur l'évaluation de la robustesse de la méthode d'estimation de la torsion géométrique étudiera une cohorte de patients atteints de la SIA. Les patients ayant une pathologie du rachis autre que la SIA ont été exclus de cette étude. Chaque patient dans l'étude a une reconstruction 3D du rachis.

L'étude sur l'identification de sous-groupes potentiels basés sur les valeurs de torsion étudiera un groupe de patient atteint de la SIA ayant une déformation thoracique classifiée Lenke type 1. Les

patients inclus ont une classification Lenke confirmée par deux observateurs séniors de notre institution et ont une reconstruction 3D du rachis ayant au moins 10 points anatomiques sur chaque vertèbre. Les critères d'exclusions sont des patients atteints d'une pathologie autre que la SIA et les patients ayant une courbure rare, soit une courbure thoracique gauche.

La dernière étude évaluera les résultats opératoires de patients ayant des déformations scoliotiques type Lenke 1 basés sur les différentes valeurs de torsion géométrique. Les critères d'inclusion de cette étude sont : des patients ayant une déformation type Lenke 1 confirmée par deux observateurs de notre institution, des patients atteints de la SIA ayant été opérés avec instrumentation, des patients ayant des radiographies et reconstructions 3D du rachis avec 10 points sur la vertèbre en pré ainsi qu'en post-opératoire. Les patients ayant une pathologie du rachis autre que la SIA ou des patients ayant des déformations rares tel qu'une courbure thoracique gauche ont été exclus de l'étude.

### **3.3.2 Reconstructions 3D**

Pour chaque patient de l'étude, une reconstruction de la colonne vertébrale et du bassin sera utilisée. Les reconstructions ont été obtenues à partir de radiographies biplanaires de chaque patient. Par la suite une technique semi-automatique de reconstruction 3D a été utilisée pour obtenir les modèles 3D du rachis scoliotique[13]. Cette technique consiste dans un premier temps à identifier une courbe passant au centre de chaque plateau vertébral. Par la suite, en appliquant un modèle prédictif, une reconstruction 3D du rachis scoliotique est obtenue. Finalement, un opérateur validera les dix repères anatomiques sur le corps vertébral sur chaque vertèbre en comparaison avec les images radiologiques sources. Ceci afin d'assurer la correspondance anatomiques des repères utilisés dans la reconstruction 3D.

### **3.4 Mesures cliniques**

Les paramètres évalués dans ce mémoire seront les valeurs de l'angle de Cobb, la cyphose et la lordose. Ces paramètres sont ceux les plus couramment utilisés en clinique. L'évaluation des plans de déformations maximales seront aussi évalués dans cette étude. Malgré que les plans de déformations maximales ne caractérisent pas la troisième dimension complètement, elle sera étudiée pour mieux caractériser la déformation 3D.

Pour l'évaluation des résultats chirurgicaux, en plus de ces paramètres quantitatifs de la déformation scoliothique, une évaluation qualitative de chaque patient sera faite par deux chirurgiens orthopédiques expérimentés en SIA, provenant du CHU Sainte-Justine. Cette évaluation qualitative consistera à évaluer la satisfaction de chaque chirurgien par rapport au résultat chirurgical. Les chirurgiens auront à leur disposition les radiographies biplanaires en pré ainsi qu'en post-opératoire. Chaque chirurgien fait son évaluation indépendamment. Les chirurgiens seront aussi aveugles par rapport aux valeurs de torsion de chaque patient.

### **3.5 Algorithme de classification**

Pour déterminer l'existence de sous-groupes basés sur la torsion géométrique, un algorithme de classification sera employé. Un « fuzzy c-means clustering » sera employé afin de regrouper des patients ayant des valeurs de torsion similaires[33,34]. Cette technique permet de classer un patient, selon la valeur de torsion géométrique, à plusieurs groupes en donnant un degré d'appartenance pour chacun de ceux-ci. Donc, cette technique est moins « rigide » et la valeur de torsion de chaque patient n'a pas nécessairement besoin d'appartenir à un certain groupe. La valeur de torsion de chaque patient peut appartenir plus fortement ou ressembler un groupe plus qu'un autre.

### **3.6 Analyses statistiques**

Les analyses statistiques seront effectuées avec le logiciel MATLAB 7.9. Le test de Wilcoxon sera employé pour évaluer les différences dans les valeurs de torsion entre les sous-groupes Lenke 1, classifiés selon le modificateur lombaire. Une analyse ANOVA avec une correction Bonferonni sera finalement employée pour évaluer les différences dans les indices cliniques entre les sous-groupes basés sur la torsion géométrique. Cette dernière analyse sera aussi utilisée pour évaluer les différences opératoires entre les sous-groupes basés sur la torsion géométrique.

## **Chapitre 4 : Articles**

### **4.1 Présentation des articles**

Le premier article présenté dans ce mémoire porte sur l'évaluation de la robustesse de la nouvelle méthode d'estimation de la torsion géométrique proposé par Lewiner et al. La robustesse de cette méthode est évaluée en effectuant des estimations de torsion sous différents niveaux d'erreurs. Par la suite, une évaluation sur 65 patients scoliotiques a été effectuée. Elle présente les aspects techniques de la méthode décrit par Lewiner et al. et démontre la robustesse de celle-ci.

Le deuxième article présente une étude clinique qui applique la méthode d'estimation de Lewiner et al. sur une cohorte de patient scoliotique avec des déformations thoraciques afin de détecter des sous-groupes potentiels basés sur les valeurs de torsion géométrique. 141 patients ayant une déformation Lenke 1 ont été évalués dans cette étude.

Le troisième article présente une étude clinique visant à évaluer les résultats chirurgicaux des patients classifiés selon leurs valeurs de torsion géométrique. 93 patients ont été évalués dans l'étude et les résultats chirurgicaux ont été évalués selon les sous-groupes basés sur les valeurs de torsion.

**4.1. Article #1 : « Global geometric torsion estimation in adolescent idiopathic scoliosis »**

L'article est présenté sous sa forme publiée dans le journal *Medical & Biological Engineering & Computing* le 27 décembre 2013(électroniquement).

Cet article porte sur l'évaluation de la robustesse de la technique d'estimation de la torsion géométrique face aux erreurs issues de reconstructions 3D.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est évaluée à 40%, le deuxième à 40% et le troisième à 20%.

Geometric torsion in AIS: a new method to differentiate between Lenke 1 sub-types

Authors: Samuel Kadoury<sup>1,3</sup>PhD; Jesse Shen<sup>1,2</sup>; Stefan Parent<sup>1,2</sup>MD PhD

Affiliations : 1. CHU Sainte-Justine 2. Université de Montréal 3. École Polytechnique de Montréal



**Abstract**

Several attempts have been made to measure geometrical torsion in adolescent idiopathic scoliosis (AIS) and quantify the three-dimensional (3D) deformation of the spine. However, these approaches are sensitive to imprecisions in the 3D modeling of the anatomy and can only capture the effect locally at the vertebrae, ignoring the global effect at the regional level and thus have never been widely used to follow the progression of a deformity. The goal of this work was to evaluate the relevance of a novel geometric torsion descriptor based on a parametric modeling of the spinal curve as a 3D index of scoliosis. First, an image based approach anchored on prior statistical distributions is used to reconstruct the spine in 3D from biplanar X-rays. Geometric torsion measuring the twisting effect of the spine is then estimated using a technique that approximates local arc-lengths with parametric curve fitting centered at the neutral vertebra in different spinal regions. We first evaluated the method with simulated experiments, demonstrating the method's robustness toward added noise and reconstruction inaccuracies. A pilot study involving 65 scoliotic patients exhibiting different types of deformities was also conducted. Results show the method is able to discriminate between different types of deformation based on this novel 3D index evaluated in the main thoracic and thoracolumbar/lumbar regions. This demonstrates that geometric torsion modeled by parametric spinal curve fitting is a robust tool that can be used to quantify the 3D deformation of AIS and possibly exploited as an index to classify the 3D shape.

**Keywords:** Geometric torsion · Parametric curve fitting · Pattern classification · 3D spine reconstruction · Adolescent idiopathic scoliosis

## 1 Introduction

Spinal deformity pathologies such as adolescent idiopathic scoliosis (AIS) are complex three-dimensional (3D) deformations of the trunk, described as a lateral deviation of the spine combined with asymmetric deformation of the vertebrae. Surgical treatment usually involves correction of the scoliotic curves with preshaped metal rods anchored in the vertebrae with screws and arthrodesis (bone fusion) of the intervertebral articulations. The most widely used classification paradigms for scoliosis are two-dimensional (2D) since they are based on spine X-rays in the sagittal and coronal planes. The Lenke classification [11] is one of the most accepted and widely used classification systems for AIS because it is easy to use and provides treatment recommendations. It offers a global evaluation of the scoliotic spine and offers better inter- as well as intra-observer reliability to previous systems [9,11,14]. However, it is still a 2D assessment of scoliosis that is based on the structurality and magnitude of Cobb angles in the proximal thoracic (PT), main thoracic (MT) as well as thoracolumbar/lumbar (TL/L) regions. Since 2D measurements and classification systems do not completely describe this 3D deformity, response to treatment for scoliosis can be at times difficult to accurately predict [21]. This is because 2D measurements are often measured on a plane of view that does not capture the position and orientation of the scoliotic curve in space [10]. Consequently, two different scoliosis deformities may have similar 2D measurements. Applying similar treatments strategies based on similar 2D measurements may thus yield different surgical outcomes [5]. Hence, there is a growing need to study scoliosis in 3D and develop 3D descriptors that will better characterize scoliosis and improve patient care.

Due to the 3D nature of AIS, the natural curvature properties of the spinal curve were also exploited with the goal of defining better indices to characterize the third dimension of scoliosis. Stokes et al. [22] first introduced axial rotation (AR) as a local measure evaluated in the transverse plane to assess the effect of derotation maneuvers in surgical procedures. Understanding how to classify and quantify 3D spinal deformities remains a difficult challenge in scoliosis. Recently, the concept of 3D vertebra vector parameters has allowed for better measurements compared to 2D measurement [6, 20]. The Scoliosis Research Society (SRS) has therefore recognized the need for 3D classification and mandated the 3D Scoliosis Committee to continue their efforts toward developing a 3D scheme for characterizing scoliosis. Duong et al. [3] proposed an unsupervised fuzzy clustering technique in order to classify the 3D spine based on global shape descriptors. Sangole et al. [19] investigated the presence of subgroups within Lenke type-1 curves from 3D reconstructions of the spine and proposed a new means to report 3D spinal deformities based on the planes of maximal curvature (PMC). Recently, a multivariate analysis using manifold learning was able to identify four separate groups from the same cohort of thoracic deformities [7]. While these studies were able to identify different clusters of deformation using sets of 3D parameters, they were primarily qualitative and did not provide any quantifiable 3D measure to assess the severity of the deformation.

By using the curved 3D line that passes through the thoracic and lumbar vertebrae centroids to describe the general shape of the spine, several methods were proposed to measure the geometric torsion of the scoliotic curve. Geometric torsion is a property of a helicoidal line, without specific relation to the rotation and deformation of the vertebrae themselves. Previous models demonstrated several limitations such as curve discontinuity caused by sequential modeling of

the thoracic and lumbar segments or the inability to fit all types of scoliotic shapes. Therefore, geometric torsion was seldomly used as a reliable 3D geometric descriptor of scoliosis. To overcome this drawback, an approach was developed by Poncet et al. [16] to eliminate nonrepresentative torsion spikes while minimizing the original geometric model deformity. This method was used to determine the amount of deviation (divergence) of the curved line from the plane determined by the tangent and normal vectors. These were then used to determine patterns of deformation based on torsion profiles. While the concept of scoliosis deformity was simplified using geometrical torsion by proposing a series of classification patterns, the method presented by Poncet et al. showed some limitations with respect to high sensitivity of inaccuracies in the 3D reconstruction, affecting the interpolated curvilinear shape of the spine. Furthermore, this measurement can only provide a local index at the vertebral level without a global measurement for an entire spinal segment. An alternative scheme for estimating curvature and torsion of planar and spatial curves was proposed by Lewiner et al. [12], based on weighted least-square fitting and local arc-length approximation. The method is simple enough to admit a convergence analysis that takes into account the effect of noise or inaccuracies in the 3D modeling of the spine.

In this paper, we present a preliminary study to infer the true 3D torsion parameter in AIS from biplanar X-rays images and automatically classify patients in appropriate 3D subgroups based on their torsion values. The main contribution of this paper is in the proposition of a novel torsion measure, which can offer a quantifiable measurement of the global deformation within a specific anatomical region of the spine. The general approach is described as follows. We first use a personalized 3D spine reconstructed from biplanar X-rays to obtain a landmark-based

representation of the patient's thoracic and lumbar spine, in order to calculate with high precision the centerpoint of each vertebra. Indeed, these specific landmarks can be more easily reproduced on a number of patients using specific visual cues. The spine is divided into three anatomical regions based on the spinal curve's second derivatives. Geometric torsion measuring the twisting effect of the spine is then estimated at the junction of the segmental curves, by approximating local arc-lengths at the neutral vertebra in the thoracic and thoracolumbar/lumbar segments. The torsion indices are then used by a fuzzy c-means classifier to create various 3D subgroups. One of the applications is to help surgeons treat complicated deformity cases by offering a reliable predictor of the 3D deformity from the preoperative models and adapt the surgical strategy based on the deformation class. Section 2 presents the background on geometric torsion definition, while Sect. 3 describes the method in terms of spine modeling and torsion estimator. Simulated and clinical experiments are showed in Sects. 4 and 5, respectively, followed by a conclusion in Sect. 6.

## 2 Geometric torsion

In curvilinear geometry, a point taken along a spinal curve can be defined by two numerical quantities, namely curvature and torsion. The curvature of a spinal curve in space is essentially the same as the curvature of a plane curve: it measures how rapidly the curve is bending to one side. Conversely, torsion measures a curve's tendency to twist out of a plane instead of in the plane. The plane is defined here as the plane that best fits the spinal curve at that point. The tangent vector  $\vec{t}$  lies in this plane, and the direction perpendicular to  $\vec{t}$  in the plane holds the normal vector  $\vec{n}$ . The binormal  $\vec{b}$  is a vector perpendicular to the osculating plane. Taken

together,  $\vec{t}$ ,  $\vec{n}$  and  $\vec{b}$  make up the so-called moving trihedron of a space curve, known as the Frenet frame, shown in Fig. 1a. With the idea of the moving trihedron in mind, one can define curvature as measuring the rate at which the tangent turns, and the torsion measures the rate at which the binormal turns. One physical example of the relationship between curvature and torsion can be found in the helix formed by a plane performing a wheel barrel. At a constant speed, the curvature is constant at all points along the curve with low torsion. As the plane performs the wheel barrels at a faster rate, the radius of the helix is continuously reduced, trading off curvature for torsion. Given the physical fact that the length  $H$  of one twist of the plane is reduced, one can show that as the plane increase its speed, the pitch creating torsion is increased as well as shown in Fig. 1b. The same concept applies for the scoliotic spine.

Several methods have already been proposed for estimating curvature and torsion in spatial curves. Methods are based on Gaussian smoothing estimate first and second derivatives directly by the convolution of coordinate functions with the derivatives of the Gaussian kernel [23]. In this case, an estimation of the angle of derivation is required to obtain the torsion estimator. Other approaches use the neighborhood of a point and determine the angle variation in order to estimate torsion directly from a set of three points [2], while least-square approximation has been proposed as an alternative to reduce the effect of noise and reconstruction errors in the spinal curve by taking under consideration a window of samples [17]. This method fits a circle to the sample points of the window and deduces the torsion from the inverse of the radius of the fitted circle. The main limitation of this method lies in the fact that it generates instability for circles of big radius. Alternatively, parabola fitting can be used to determine the estimates as presented in

[1]. This method was shown to be more robust to varying levels of curvature and torsion by using polynomial approximations, but is limited to the second order.

### **3 Methods**

We now explain in more detail the components of the framework. First, we detail the statistical and image-based biplanar reconstruction method, which is performed on biplanar X-rays taken at baseline or follow-up prior to surgery. This provides a labeling of each vertebra in order to segment the precise regional curves from the spine. The landmarks obtained from the model are then used to estimate the parametric torsion index at the transition zones and segment the spine in anatomical regions (e.g., at the junction of the thoracic and lumbar segments). Finally, the torsion estimator is taken to classify patients and identify different subgroups from the studied population.

#### **3.1 Training data**

The statistical model used for the initial 3D reconstruction is built from a dataset of 711 spine models, demonstrating several types of deformities. Each scoliotic spine in the database was obtained from biplanar stereo reconstructions. It is modeled with 12 thoracic and 5 lumbar vertebrae (17 in total), represented by 6 landmarks on each vertebra (4 pedicle extremities and 2 endplate center points), which were annotated by a radiologist. Segmentation of the scoliotic vertebrae on the X-ray images was performed by using generic vertebra priors obtained from serial CT scan reconstructions of a cadaver specimen. Models were segmented using a

connecting cube algorithm [13] with 1-mm-thick CT scan slices taken at 1-mm steps throughout the dry spine. The atlas is composed of 17 cadaver vertebrae (12 thoracic and 5 lumbar). The same 6 precise anatomical landmarks (4 pedicle tips and 2 on the vertebral body) were annotated on each individual model.

### 3.2 Personalized 3D spine reconstruction

From calibrated coronal and sagittal X-ray images  $I_{i \in \{1,2\}}$  of the patient's spine, a personalized 3D model is automatically generated by means of a reconstruction method merging statistical and image-based models based on our previous work [8]. A rudimentary 3D spine centerline  $\mathbf{r}_i(t)$  obtained from the images is first embedded onto a 3D database containing 732 scoliotic spines ( $M$ ) to predict an initial spine, modeled by 17 vertebrae (12 thoracic, 5 lumbar), 6 points per vertebra (4 pedicle tips and 2 endplate midpoints). To map the high-dimensional 3D curve  $\mathbf{r}$  assumed to lie on a nonlinear manifold into a low-dimensional subspace, we first determine the manifold reconstruction weights  $W$  to reconstruct point  $i$  from its  $K$  neighbors, and then determine the global internal coordinates of  $Y$  by solving  $\Phi(Y) = \sum_{i=1}^M \left\| Y_i - \sum_{j=1}^K W_{ij} Y_j \right\|^2$ .

The projection point  $Y_{\text{new}}$  is used to generate an appropriately scaled model from an analytical method based on nonlinear regression using a radial basis function kernel function  $f$ . This process performs the inverse mapping such that  $X_{\text{preop}} = [f_1(Y_{\text{new}}), \dots, f_j(Y_{\text{new}})]$  with  $X_{\text{preop}} = (s_1, s_2, \dots, s_{17})$ , where  $s_i$  is a vertebra model defined by  $s_i = (p_1, p_2, \dots, p_6)$ , and  $p_i \in \mathbb{R}^3$  is a 3D vertebral landmark.



This crude statistical 3D model is refined with an individual scoliotic vertebra segmentation approach by extending 2D geodesic active regions in 3D, in order to evolve prior deformable 3D surfaces by level sets optimization. An atlas of vertebral meshes  $S_i = \{x_{i1}, \dots, x_{iN}\}$  with triangles  $x_j$  are initially positioned and oriented from their respective 6 precise landmarks  $p_i$  composing  $X_{\text{preop}}$ . The surface evolution is then regulated by the gradient map and image intensity distributions [15], where  $E_{\text{RAG}} = \alpha E_{\text{CAG}}(S) + (1 - \alpha)E_{\text{R}}(S)$  is the energy function with the edge and region-based components controlled by  $\alpha$  are defined as:

(1)

with  $\pi_i$  as the perspective projection parameters, and  $P_R$  is a Gaussian distribution. The projected silhouettes of the morphed 3D models would therefore match the 2D information on the biplanar X-rays in the image domain  $u$ , replicating the specifics of a particular scoliotic deformity. At the end of process, the 3D landmark coordinates  $p_i$  and corresponding polygonal vertebral meshes  $S_i$  are optimal with regard to statistical distribution and image correspondences.

### 3.3 Parametric torsion estimator

#### 3.3.1 Torsion definition

Once the personalized 3D spine model is obtained, we use a torsion estimation method based on weighted least-squares fitting, approximating the samples (landmarks) by a regional parametric curve that has one of its coordinate functions given by higher-order polynomial energy terms. The estimator has been shown to converge under reasonable conditions over the sampling of the curve and the amplitude of the noise [12]. Here, the tangent vector for the parameterized spinal

curve  $\mathbf{r}(s)$  is defined by  $\mathbf{T}(s) = \mathbf{r}'(s)$ . The normal vector is defined by  $\mathbf{N}(s) = \mathbf{r}''(s) / \|\mathbf{r}''(s)\|$ , and the binormal vector is given by the cross-product of  $\mathbf{T}(s)$  and  $\mathbf{N}(s)$ , i.e.,  $\mathbf{B}(s) = \mathbf{T}(s) \times \mathbf{N}(s)$ . Using these definitions, the torsion is defined by the formula  $\mathbf{B}'(s) = \tau(s)\mathbf{N}(s)$ . When the curve  $\mathbf{r}(t)$  is not parameterized by the arc-length, the torsion is given by:

(2)

### 3.3.2 Torsion estimator using weighted least-squares fitting

If we consider the landmarks  $p_i$  of the personalized 3D model, i.e., a finite sequence of sample points of  $\mathbf{r}$ , perturbed by a random noise (reconstruction errors), assuming the spinal curve to be parameterized by the arc-length, the torsion estimation needs an approximation of the first, second and third derivatives of  $\mathbf{r}(s)$ .

Previous studies have shown that the torsion phenomena is predominantly present at neutral vertebrae of the scoliotic spine, which represent the transition points between different segmental regions, such as the junction between the thoracic and the thoracolumbar/lumbar regions [16]. If we consider  $\mathbf{p}_0$  to be a neutral vertebra, the estimation of the derivatives of  $\mathbf{r}$  at  $\mathbf{p}_0$  will be performed from a window of  $2q + 1$  points around  $\mathbf{p}_0 : \{\mathbf{p}_{-q}, \mathbf{p}_{-q+1}, \dots, \mathbf{p}_q\}$ , such that  $-q$  represents the upper apical vertebra, and  $+q$  is the lower apical vertebra. These are determined automatically by analyzing the output model  $S$  and identifying the anatomical regions where the spinal curve's second derivatives is zero. Apical vertebrae represent the most deviated vertebrae from the central sacral vertical line for each of these regions.

The noise at a point  $\mathbf{p}_i$  is modelled by a random vector  $\eta_i$ , normal to  $\mathbf{r}$  at  $\mathbf{p}_i$ , and the random variables  $\eta_i$  are assumed to be independent and identically distributed (i.i.d.), with zero mean and variance  $\sigma^2$  as shown in Fig. 2a. Let  $s_i$  be the arc-length corresponding to the sample  $\mathbf{p}_i$ . The estimates of  $\mathbf{r}'(0)$ ,  $\mathbf{r}''(0)$ , and  $\mathbf{r}'''(0)$  are obtained by a weighted least-squares minimization. The weight  $w_i$  of point  $\mathbf{p}_i$  must be positive, relatively large for small  $\|s_i\|$  and relatively small for large  $\|s_i\|$ . For example, one can consider weights of the form  $w_i = \gamma \exp(-\beta s_i^2) / s_i^k$ , or simply  $w_i = 1$ . For spatial curves, the torsion estimator fits a cubic parametric curve to the sample points of a given segment (Fig. 2b). Assuming that  $\mathbf{p}_0 = \mathbf{r}(0) = (0, 0, 0)$ , derivatives in  $x$  such as  $x_0'$ ,  $x_0''$  and  $x_0'''$ , should minimize the following polynomial functional:

(3)

Considering we can again use an approximation of  $s_i$ , the above equation can be solved by matrix inversion [12]. A similar approach is used to compute  $y_0'$ ,  $y_0''$ ,  $y_0'''$ ,  $z_0'$ ,  $z_0''$  and  $z_0'''$  by adapting Eq. (3) for  $y$  and  $z$ , respectively, using an independent coordinates method that estimates the derivatives. Using the above derivatives estimates, Eq. (2) gives the parametric torsion.

### 3.3.3 Clustering algorithm

A fuzzy c-means clustering technique is then used in order to group patients with similar torsion values together while keeping the mean torsion of each group as distinct as possible. This *soft* clustering algorithm provides a degree of confidence for each patient torsion value of belonging to a particular group and assigns the patient to the group yielding the highest probability. This means that each patient torsion value does not need to belong to a particular group, but may

belong more strongly to one group in particular. No significant differences were found in the results when using other classification techniques such as k-means or fuzzy clustering.

## 4 Simulated experiments

This section describes the simulation studies, which were conducted to analyze the different parameters involved in the framework, as well as the effect of various sources of error on the accuracy of the 3D torsion estimator.

### 4.1 Experimental setting

The experiments included here were performed on four types of simulated scoliotic curves spatial curves: double major right thoracic left lumbar (RTLL), major right thoracic (RT) curve, major left thoracolumbar (LTL) curve, and a major right thoracolumbar (RTL) curve. The simulated curves are shown in Fig. 3. All of them were uniformly sampled in time. Hence, the samples (points in 3D space from the curve) were not equally spaced for the helicoidal shaped spinal curves as the samples are more dense in the sections with increased curvature. In the noisy case, in order to have a good estimate of the derivatives, one must assume that the noise is not too big relatively to the distance between samples. Therefore, the noise was simulated as a uniform random variable in the normal segment (disc, in the 3D case) of radius  $\sigma \bar{I}^d$ , where  $\sigma$  is fixed,  $d$  is the derivation order required, and  $\bar{I}$  is the average distance between consecutive samples. The number of points in the window  $2q + 1$  was fixed for the noise experiments, and the sample density was let to grow until the error become small. Three different sets of

landmarks from the personalized 3D model, specifically landmarks from the posterior, the anterior and the midportion of the vertebral body, were evaluated to determine the optimal sample set for estimating torsion.

Since the parametric formula was known for the examples tested, the real torsion was computed using automatic differentiation [3]. The absolute error between estimated torsion  $\hat{\tau}$  and the real value  $\tau$  at a point  $\mathbf{p}_j$  is measured by  $E(\mathbf{p}_j) = \|\hat{\tau}(\mathbf{p}_j) - \tau(\mathbf{p}_j)\|$ . The mean error was obtained as the arithmetic mean of the absolute errors at the considered points.

## 4.2 Results

We first evaluated the evolution of the punctual error  $E(\mathbf{p}_i)$  (difference between the real value of torsion computed analytically and the estimated value at a precise location in the curve) with respect to the parameter  $q$ , in the case when there is very low noise ( $\sigma = 0.5$ ) and number of samples  $n = 500$ . We can observe that for all types of scoliotic curves, the punctual error  $E(\mathbf{p}_i)$  is first reduced until it reaches a minima and then increases as a function of  $q$  (see Fig. 4a). This is not surprising, since the torsion estimation should be better when using points closer to the basepoint. In the noisy case, it was observed that the use of more sample points can improve the estimates. The ideal number of points  $q$  depends on the curve, on the point, on the sampling and on  $\sigma$ . A good compromise can be found when  $q = 50$ . We then considered the error as a function of the number of samples, with  $q = 50$  and  $\sigma = 0.5$  fixed. The convergence analysis shows that the mean error is reduced when the distance between consecutive samples is reduced (Fig. 4b).

Figure 4c shows the torsion estimators with increasing levels of noise. Since the simulated noise has standard deviation  $\sigma \bar{I}^d$ , the theory predicts that the errors in the first and second derivatives tend to 0 when the number of samples points increases. This explains why the error in torsion estimation remains small but stable. In comparison, a local torsion estimator with no parametric fitting is more prone to noisy data as shown in Fig. 4d. In the 3D case, the torsion estimators performed well in the sense that the obtained errors were small. In the next section, we evaluate the method in a practical setting by testing the torsion estimator on a cohort of scoliotic patients.

The next set of experiments evaluated the three different sets of landmarks used as samples for determining the parametric curve. Results show that with increasing simulated noise added to the input X-ray images, the errors to torsion estimates tend to increase as expected. This is not surprising as the accuracy of the output 3D models is directly linked to the ability of the method to deform the models toward the vertebral contours. However, some contours, in particular, such as the posterior and anterior portions of the vertebral body, are more prone to shape reconstruction errors, thereby affecting the accuracy of the spinal curve. The set of landmarks taken from the midvertebral body showed the most robustness to noise, with a 0.2- and 0.3-mm improvement in accuracy compared to points taken from the posterior and anterior regions, respectively. Hence, for the remainder of the experiments, samples are selected from the midportion of the vertebral body.

Finally, we evaluated the evolution of torsion estimates in the TL/L segment (Fig. 5a), from one apical vertebra (MT) to the other (L). This experiment was repeated for all four types of curve. For each point estimate taken from the spinal segment,  $q = 50$  samples were taken on each side

of the curve. Figure 5b presents these results. The evolution of the graph shows that the spikes in torsion values appear at the inflexion point of the curve, near the neutral vertebra. This effect is observed for all four types of scoliotic curves, but at different amplitudes, demonstrating the twisting effect at the transition zone.

## 5 Clinical validation

### 5.1 Validation methodology

To study the torsion phenomena in real scoliotic subjects, two different groups were studied. First, a control group of five healthy normal subjects (Cobb angle  $<5^\circ$ ) was randomly selected as the reference group. A second cohort of 65 subjects diagnosed with adolescent idiopathic scoliosis (AIS) recruited at our institution was used for this preliminary study. This study group was comprised of 55 girls and 10 boys. The mean age for this group of 65 subjects was of  $15 \pm 2$  (range 10–18) years old. The inclusion criterion was patients classified as having a Cobb angle greater than  $5^\circ$ . A 3D spinal reconstruction, generating vertebral landmarks  $p_i$  on each vertebra, was obtained for each case. Patients with any pathology other than AIS were excluded for the study. Of the eligible patients, 15 had a double major RTLL scoliotic curve, 18 had a major RT curve, 16 had a major LTL curve, and 16 had a major RTL curve. The classification was confirmed by experts at our institution, using the biplanar radiographs available for each patient. The mean thoracic Cobb angle for this cohort was  $53^\circ \pm 16^\circ$ , and lumbar mean Cobb angle was  $56^\circ \pm 14^\circ$ .

For each case, torsion estimates were obtained both in the thoracic junction between the PT and MT segments (zone 1) and in the thoracolumbar junction between the MT and TL/L segments (zone 2). Torsion estimators were also computed using the approach by Poncet et al. [16] in zones 1 and 2. An inter-group statistical analysis was performed to assess the difference in torsion values between the different types of scoliotic deformities. For the clustering experiments, clinical parameters were computed to assess how torsion relates to other 3D spinal parameters such as the orientation of the PMC in each regional curve, measuring the orientation of the plane where the projected Cobb angle is maximum, to the sagittal plane. We also measured Cobb angles in the MT and TL/L segments, kyphosis angle defined between T2 and T12 in the sagittal plane, and lordosis (angle between L1 and S1).

## 5.2 Clinical results

As it was shown in numerous studies, normal spines lie in a single plane (sagittal), and thus, according to the definition, have no torsion. In reality, the ideal spine does not exist, but values of parametric torsion in the control group of normal patients ( $N = 5$ ) were small. In all cases, the maximum absolute values of torsion were found to be less than  $0.08 \text{ mm}^{-1}$ . In the scoliotic group, maximum values of torsion ranged from 0.15 to  $5.63 \text{ mm}^{-1}$ . Geometric torsion in normal spines is much less than that in scoliotic spines.

Table 1 presents the results obtained from the 65 patients categorized into four different scoliotic groups, with the torsion values obtained at the neutral vertebrae between the PT and MT regions (zone 1), as well as between the MT and TL/L regions (zone 2). Torsion values are compared to



the estimates obtained by the method presented in [16]. We can first observe that in the case of double major curves (RTLL), the mean torsion value is highest in both transition zones than any other group, with mean values of  $1.08 \text{ mm}^{-1}$  and  $1.95 \text{ mm}^{-1}$ , in zones 1 and 2, respectively, while in the case of single major deformations such as RTL or LTL curves, torsion values are predominant in the TL/L transition zone (zone 2). Furthermore, in all cases of single-side deformities, the torsion values at the neutral vertebra between the PT and MT segments (zone 1) are of lesser extent compared to double curve deformations. This can be explained by the fact that with increased curvature in the PT region in RTLL cases, this introduces additional torsion with the thoracic segment. In the case of RT cases, torsion in zone 2 is the lowest from all groups ( $1.11 \text{ mm}^{-1}$ ), since no deformation is present in the lumbar region, reducing the twisting effect. The inter-group analysis shows that a statically significant difference ( $p \leq 0.05$ ) is present between each pair of groups when comparing the pair of torsion values, illustrating that each class can be distinguished solely by the geometrical torsion estimator. On the other hand, the only statistically significant difference when using the method of Poncet et al. [16] was found between-groups RTLL and LTL. No other statistical difference was found between any of the other groups using [16].

Table 2 presents the results obtained from the classification algorithm performed on the 65 patients and automatically identified three classes by finding the minimum value for the variance measure, which offers a recommended value for  $c$  [18]. In this case,  $c = 3$  was found to be the optimum number of classes. The first class is characterized with lower torsion values in both zones, with mean torsion estimators of  $0.52$  and  $1.12 \text{ mm}^{-1}$  in zone 1 and 2, respectively. The second class is distinguished with higher torsion values in zone 1 (between PT and MT regions),

with a mean of  $1.60 \text{ mm}^{-1}$ . Finally, the third class had subjects with mostly high torsion values in zone 2 (between MT and TL/L regions), with a mean of  $3.74 \text{ mm}^{-1}$ . Figure 6 illustrates sample cases for all three classes, using daVinci representations as proposed by Sangole et al. [19]. Table 2 also presents the characteristics for all groups. Results first show that class 1 is composed with approximately an equal proportion of cases from each of the four scoliotic groups (RTLL, RT, LTL and RTL) and has the highest number of samples ( $N = 43$ ). This is not surprising as low torsion is evidenced in each of the four scoliotic deformities. The second class ( $N = 12$ ) is largely composed of RT deformities (50%), followed by RTLL deformities (34%), which can be explained by the fact that high torsion in zone 1 is mostly present in thoracic deformities. Similarly, class 3 ( $N = 10$ ) with high torsion in zone 2 is mostly composed of thoracolumbar deformation cases (RTL and RTLL), as expected.

These results indicate how higher torsion is linked to the combination of curvature in adjacent regions (e.g., thoracic and lumbar regions). For example, a twisting effect in the thoracolumbar junction can be observed when equal curvature in both regions with medium ranged Cobb angles (between  $25^\circ$  and  $50^\circ$ ), yielding higher torsion values. This is in contrast to cases with only single deformations (either thoracic or lumbar), with very high Cobb angles (over  $50^\circ$ ), yielding lower torsion values. This is confirmed with the difference in thoracolumbar/lumbar PMC angulation between class 2 with low zone 2 torsion ( $62^\circ$  TL/L PMC) and class 3 with high zone 2 torsion ( $80^\circ$  TL/L PMC), which is statistically significant ( $p = 0.025$ ). Also, a statistically significant difference ( $p = 0.012$ ) in main thoracic PMC angulation was found between class 1 with low zone 1 torsion ( $57^\circ$ ) and class 2 with high zone 1 torsion ( $77^\circ$ ). The results we obtained with high torsion linked to greater deviation in PMCs are in contradiction with results obtained

with the previous torsion estimator based on a local derivative analysis of the curve, which finds no relation between torsion values and orientation in the planes of maximum curvature. In fact, our results confirm the findings of [19] that spinal curves in scoliosis have abnormal orientations in 3D space with respect to the sagittal plane. This can be expected since deformities with no lumbar deformities (RT) would represent no or little lumbar curve and would thus be more aligned with its sagittal plane, while the RTL deformities would be the complete opposite. Finally, we analyzed the evolution of misclassification rates for cases with torsion values falling within the 95th percentile of the torsion distribution in the upper and lower segments torsion distribution, for all 3 clusters. The experiment was repeated with increasing levels of Gaussian noise, which was added to the input models for the analyzed cases. Results in Fig. 7 show the misclassification rates start to increase only when the level of noise reaches  $\sigma = 1.5$ . This level of noise is actually higher than the level shown when finding the tolerance of the framework toward torsion values ( $\sigma = 1.0$ ), by evaluating the mean error as shown in experiment in Fig. 4c. We can therefore see that the primary source of error for the framework stems from the calculation of the torsion estimator itself, and not from the classification system based on fuzzy c-means.

Patients with high torsion values, either in zones 1 or 2, tend to have PMCs on both side of the junction that is highly angulated with respect to each other. Conceptually, this means that a deformity with highly angulated PMCs will have a greater torsion values since the amplitude of the change in curve orientation is greater in this situation. This is confirmed with the orientation of the main thoracic and thoracolumbar/lumbar PMC planes, which is more deviated toward the coronal plane in the high zone 1 and zone 2 torsion classes as shown in Fig. 6b, c.

## Conclusion

We presented a pilot study for quantifying geometric torsion in 3D reconstructed spine models obtained from biplanar X-ray images. By taking a more global approach to torsion estimation using a parametric curve fitting that minimizes the effects of noisy data, the proposed methodology yields torsion values that are more robust with respect to reconstruction inaccuracies and behave well under a great variety of sampling conditions. This allows for a quantitative analysis of spinal deformities based on the numerical values of geometric torsion that is more representative of the true torsion phenomena. The clinical results of our current study suggest that a more stable estimation of the 3D torsion effect in transition zones between anatomical regions in scoliosis is within reach and that there exists torsion variability within the predefined 2D deformation classes, indicating there might be an underlying distribution based on intrinsic 3D descriptors. This could potentially lead to the identification of new subgroups based on this novel 3D index. This work differs from previous works using discrete shape parameters [4] that may help to plan surgical strategies by assessing local derotation forces, but are often sensitive to 3D reconstruction errors and noise artifacts, ultimately reducing the reliability of such measures for diagnosis purposes. The proposed approach focuses on a global representation of regional curves that can capture the relationship between the end and apical vertebrae as measured by the entire spinal segment, and quantify to which degree an entire spinal segment twists out of the best fit plane.

With the intent of determining optimal surgical strategies and treatments for patients with AIS, quantification and classification of spinal deformities such as AIS in 3D remains challenging

because of the difficulty in translating complex geometrical concepts into clinically applicable paradigms. Recent studies have investigated into pattern classification based on the explicit parameters. Classification systems have therefore emerged from patterns detected on these 3D geometrical descriptors to discriminate various types of spine deformities. An emerging trend, however, seeks to simplify complex data to capture the intrinsic variability of anatomical shapes. The advantage of using numerical values to classify scoliosis is that it simplifies the work needed by the observer during the follow-up stages to surgery and reduces the classification variability between them. Furthermore, by utilizing a more reproducible image-based reconstruction approach, this increases the accuracy of the personalized model and eliminates inter-user variability. Thus, by proposing geometric torsion as a numerical 3D index for a quantifiable analysis of scoliosis, this opens the possibility to propose torsion-based classification of scoliotic deformities that may offer a better understanding of 3D deformations in the spine.

The technique presented in this paper provides a robust estimator to evaluate the flexibility of the spine in the thoracic and thoracolumbar/lumbar regions, which is critical to determine the optimal surgical strategy and fusion levels. Large populations of 3D scoliotic patients obtained from a hybrid statistical and image-based approach from 2D projections can therefore be analyzed and subsequently classified in an unsupervised manner to identify pathological patterns. By using a torsion estimator algorithm, which approximates local arc-lengths at the neutral vertebra in the two transition zones of the spine, a spinal shape analysis in terms of geometric torsion could produce tangible clinical benefits and lead to a better understanding of the mechanisms that produce scoliotic deformities. The method is currently used in a multi-center clinical study to identify various patterns and subclasses within the 24 Lenke type sub-classes.

Future work will look into using the proposed torsion estimator to improve current classification system, as well as a predictor for progression in different types of scoliotic deformities. Finally, the index could potentially be used as a surgical outcome indicator to adjust surgical strategies based on the torsion characteristics.

**Acknowledgements**

This work is supported by the CHU Sainte-Justine Academic Research Chair in Spinal Deformities, the Canada Research Chair in Medical Imaging and Assisted Interventions and the 3D committee of the Scoliosis Research Society.

## References

1. Cazals F, Chazal F, Lewiner T (2003) Molecular shape analysis based upon Morse–Smale complex and the Connolly function. In: Symposium on computational geometry, ACM. pp 351–360
2. Coeurjolly D, Svensson S (2003) Estimation of curvature along curves with application to fibres in 3D images of paper. In: Lecture notes in computer science, vol 2749. Springer, Berlin, pp 247–254
3. Duong L, Cheriet F, Labelle H (2006) Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine* 31:923–930
4. Hierholzer E, Luxmann G (1982) Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters. *J Biomech* 15:583–598
5. Hong J, Suh S, Easwar T, Modi H, Yang J, Park J (2011) Evaluation of the three-dimensional deformities in scoliosis surgery with computed tomography: efficacy and relationship with clinical outcomes. *Spine* 36:1259–1265
6. Illés T, Somoskeoy S (2013) Comparison of scoliosis measurements based on three-dimensional vertebra vectors and conventional two-dimensional measurements: advantages in evaluation of prognosis and surgical results. *Eur Spine J* 22:1255–1263
7. Kadoury S, Labelle H (2012) Classification of three-dimensional thoracic deformities in adolescent idiopathic scoliosis from a multivariate analysis. *Eur Spine J* 21:40–49
8. Kadoury S, Cheriet F, Labelle H (2009) Personalized X-ray 3D reconstruction of the scoliotic spine from statistical and imagebased models. *IEEE Trans Med Imaging* 28:1422–1435



9. King H, Moe J, Bradford D et al (1983) The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Jt Surg Am* 65:1302–1313
10. Labelle H, Aubin C, Jackson R et al (2011) Seeing the Spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatric Orthop* 31:S37–S45
11. Lenke L, Betz R, Harms J et al (2001) Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Jt Surg* 83:1169–1181
12. Lewiner T, Gomes Jr J, Lopes H et al (2005) Curvature and torsion estimators based on parametric curve fitting. *Comput Graph* 29:641–655
13. Lorensen W, Cline H (1988) Marching cubes: a high resolution 3-D surface construction algorithm. *Comput Graph* 4:163–169
14. Ogon M, Giesinger K, Behensky H et al (2002) Interobserver and intraobserver reliability of Lenkes new scoliosis classification system. *Spine* 27:858–862
15. Paragios N, Deriche R (2002) Geodesic active regions: new paradigm to deal with frame partition problems in CV. *Vis Commun Image Represent* 13:249–268
16. Poncet P, Dansereau J, Labelle H (2001) Geometric torsion in idiopathic Scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine* 26:2235–2243
17. Pratt V (1987) Direct least squares fitting of algebraic surfaces. *Comput Graph* 21:145–152
18. Ray S, Turi R (1999) Determination of number of clusters in K-means clustering and application in colour image segmentation. In: *Proceedings of conference on advances in pattern recognition and digital techniques*. pp 137–143
19. Sangole A, Aubin C, Labelle H et al (2009) Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 34:91–99

20. Somoskeoy S, Tunyogi-Csapo M, Bogyo C, et al. (2012) Clinical validation of coronal and sagittal spinal curve measurements based on three-dimensional vertebra vector parameter. *Spine* 12:960–968
21. Stokes I (1994) Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society working group on 3D terminology of spinal deformity. *Spine* 19:236–248
22. Stokes I, Bigalow L, Moreland M (1987) Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res* 5:102–113
23. Worring M, Smeulders A (1993) Digital curvature estimation. *CVGIP: Image Underst* 58:366–382

## Figure Captions

Figure 1. **a** Concept of the moving Frenet frame of a space curve, illustrating the oscillating plane with respect to the unit tangent and normal vectors. **b** Analogy between high and low torsion in the helix curve, reducing the length  $H$  to complete one twist.

Figure 2. **a** Torsion estimator model using a sampled curve with noise  $\sigma$ . **b** Second-order weighted least-square fitting of a scoliotic spinal curve.

Figure 3. Simulated scoliotic curves for controlled setting experiments. From *left to right* double major RTLL, major RT curve, major LTL curve and a major RTL curve. *Color code* depict torsion values throughout the curve. *Arrows* indicate points where torsion was estimated in the experiments.

Figure 4. **a** Punctual error with  $n = 500$ , varying  $q$  at the locations pointed out in Fig. 3. **b** Convergence analysis of the mean error with  $q = 50$  and varying  $n$ . **c** Robustness analysis of the proposed method with increasing levels of noise added to samples. **d** Robustness analysis for [16], using local torsion estimation.

Figure 5. **a** Sample TL/L segment taken from RTLL type curve. **b** Evolution of torsion values in the TL/L segment for all four types of curves ( $\text{mm}^{-1}$ ), from one apical vertebra to the other.

Figure 6. Sample torsion cases from the three clusters, with resulting 3D reconstructed models and top view with corresponding PMCs. **a** Sample case from class 1 with torsion value of 0.45

$\text{mm}^{-1}$  at MT junction (zone 1) and of  $0.96 \text{ mm}^{-1}$  at TL/L junction (zone 2). **b** Sample case from class 2 with torsion value of  $1.58 \text{ mm}^{-1}$  at MT junction (zone 1) and of  $0.63 \text{ mm}^{-1}$  at TL/L junction (zone 2). **c** Sample case from class 3 with torsion value of  $0.53 \text{ mm}^{-1}$  at MT junction (zone 1) and of  $3.75 \text{ mm}^{-1}$  at TL/L junction (zone 2)

Figure 7. Evolution of misclassification rates for cases falling within the 95th percentile of the torsion distribution in the upper (zone 1) and lower (zone 2) segments torsion distribution with respect to increasing levels of noise.

## Figures

Figure 1

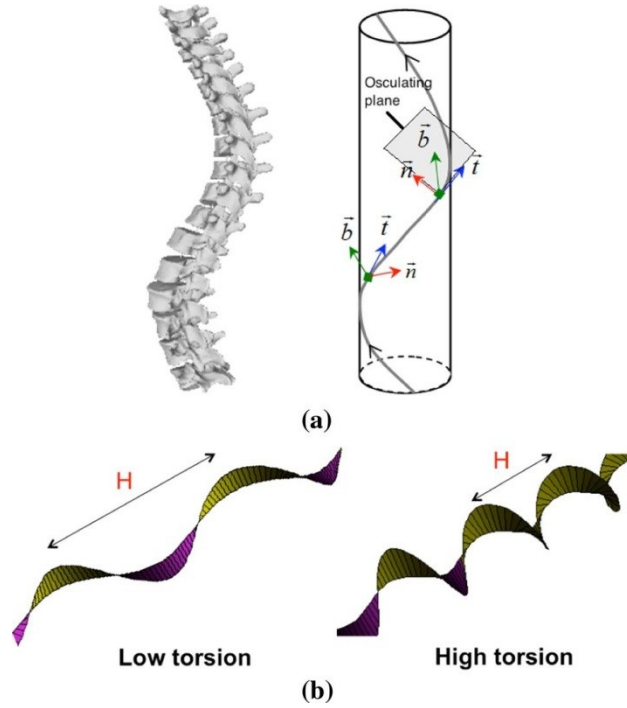


Figure 2

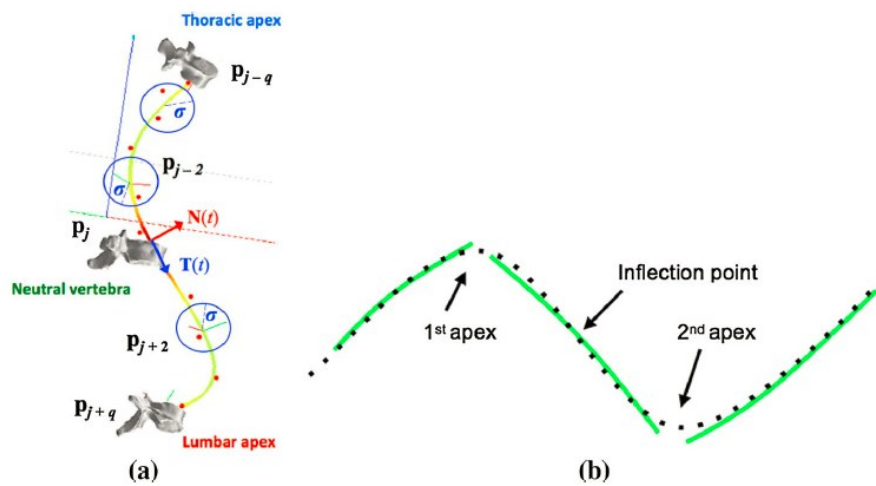


Figure 3

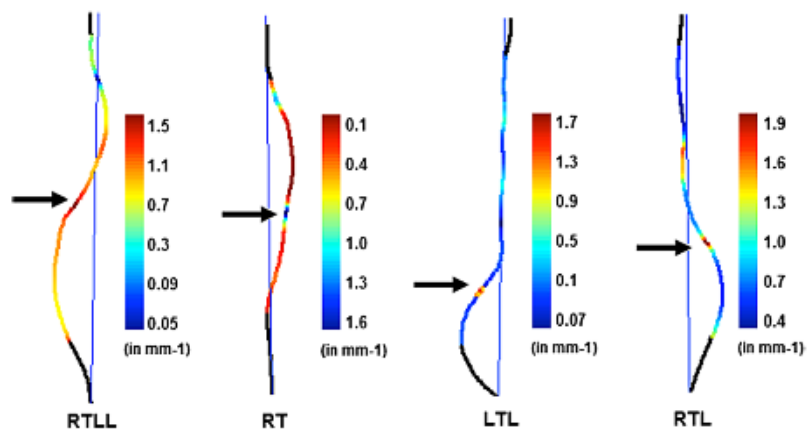


Figure 4

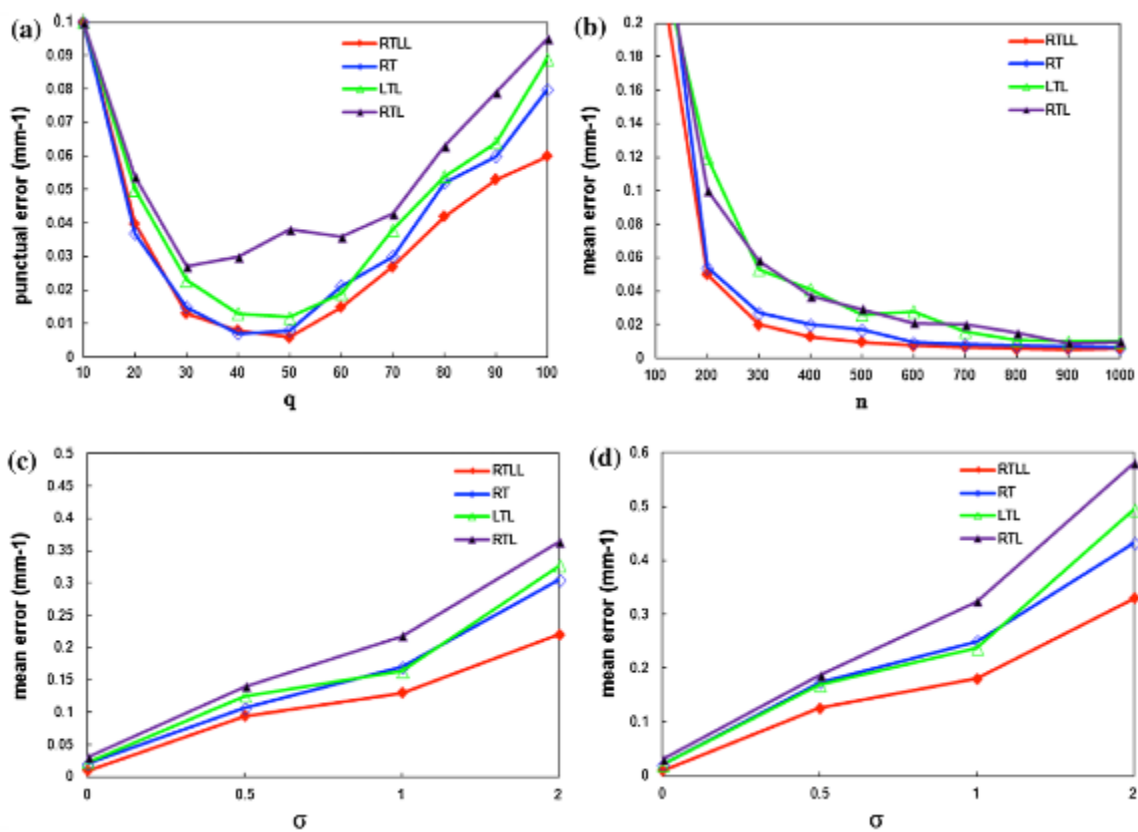


Figure 5

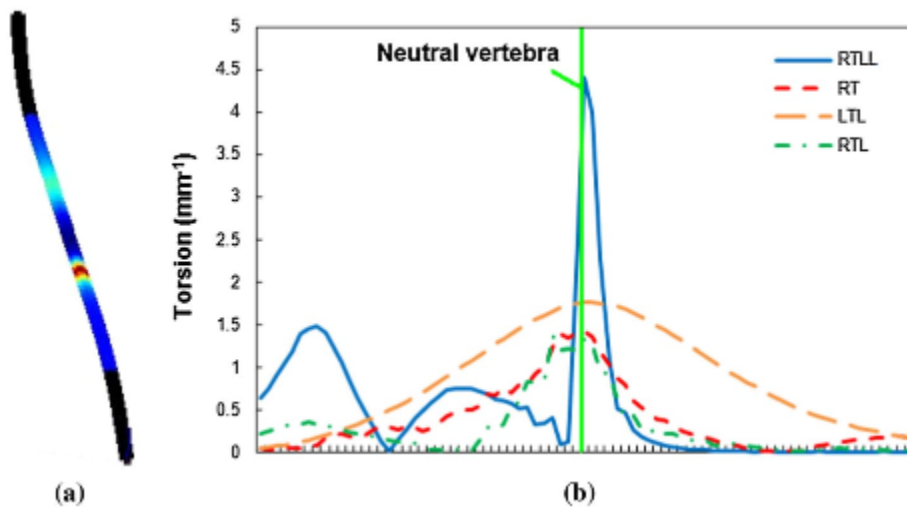


Figure 6

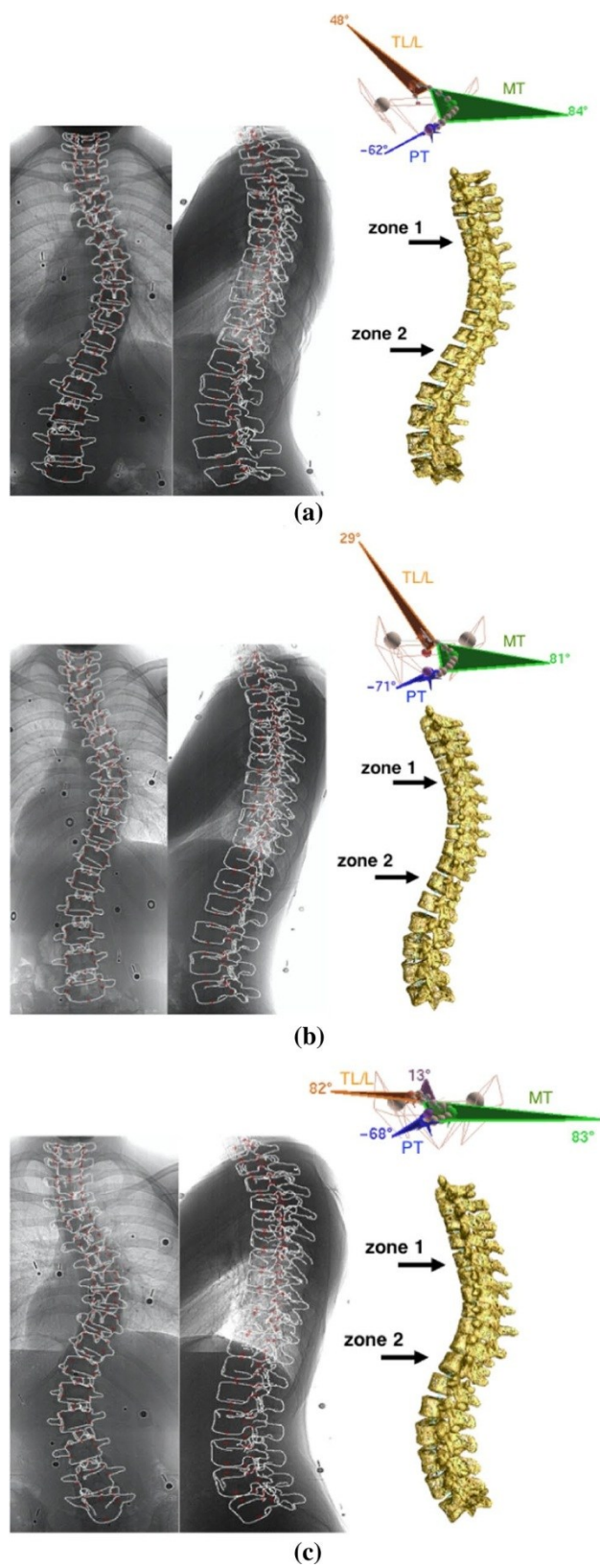
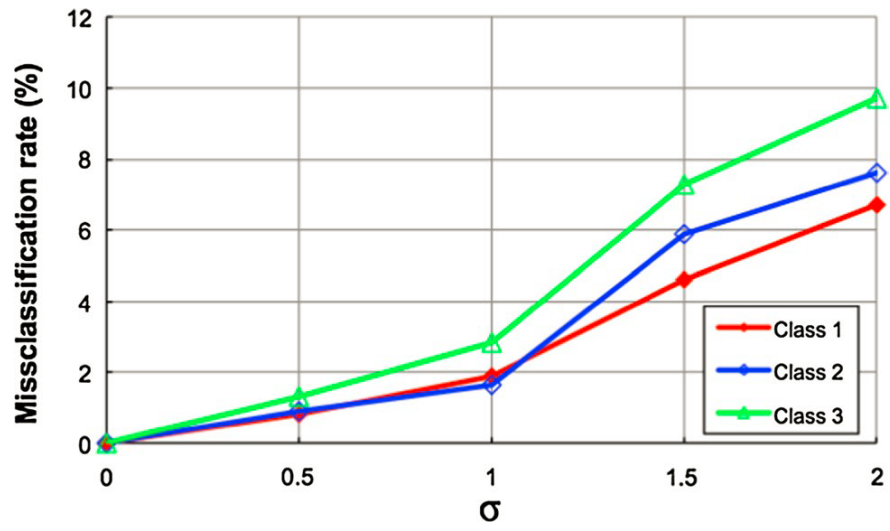




Figure 7



## Tables

**Table 1** Mean torsion values ( $\text{mm}^{-1}$ ) obtained for each of the four scoliotic groups in the clinical cohort

	Normal	RTLL	RT	LTL	RTL
Zone 1 (proposed)	$0.04 \pm 0.02$	$1.08 \pm 0.73$	$0.97 \pm 0.43$	$0.38 \pm 0.34$	$0.56 \pm 0.21$
Zone 1 [16]	$0.06 \pm 0.08$	$1.93 \pm 1.49$	$2.02 \pm 1.03$	$2.16 \pm 0.94$	$2.50 \pm 0.98$
Zone 2 (proposed)	$0.06 \pm 0.05$	$1.95 \pm 1.01$	$1.11 \pm 0.71$	$1.27 \pm 0.60$	$1.68 \pm 1.09$
Zone 2 [16]	$0.12 \pm 0.08$	$1.33 \pm 1.13$	$1.25 \pm 0.83$	$1.14 \pm 0.95$	$1.03 \pm 0.96$

Torsion values are categorized for zone 1 (between PT and MT regions) and for zone 2 (between MT and TL/L regions), and compared to the method by Poncet et al. [16]

**Table 2** Composition and characteristics (mean torsion, standard deviation) of the three torsion clusters determined by the fuzzy c-means classification

	$N$	$\tau$ Zone1 ( $\text{mm}^{-1}$ )	$\tau$ Zone2 ( $\text{mm}^{-1}$ )	% RTLL	% RT	% LTL	% RTL
Class 1	43	$0.52 \pm 0.27$	$1.12 \pm 0.53$	16.1	26.7	32.4	26.5
Class 2	12	$1.60 \pm 0.58$	$0.94 \pm 0.58$	34.3	50.5	8.5	8.4
Class 3	10	$0.73 \pm 0.55$	$3.74 \pm 0.67$	40.4	10.2	10.6	40.8

## Formulas

### Formula 1

$$E_{CAG} = \sum_{i=1}^2 \oint_{S_i} \frac{1}{1 + |\nabla I_i(u_i)|^\alpha} du_i;$$

$$E_R = - \sum_{i=1}^2 \iint_{\pi_i(S_i)} \log(p_R(I_i(u_i))) du_i$$

### Formula 2

$$\tau(t) = - \frac{(\mathbf{r}' \times \mathbf{r}'') \cdot \mathbf{r}'''}{\|\mathbf{r}' \times \mathbf{r}''\|^2}$$

### Formula 3

$$E_x(x'_0, x''_0, x'''_0) = \sum_{i=-q}^q w_i \left( x_i - (x'_0 s_i + \frac{1}{2} x''_0 s_i^2 + \frac{1}{6} x'''_0 s_i^3) \right)^2.$$

#### **4.3. Article #2: « Geometric torsion in AIS: a new method to differentiate between Lenke 1 sub-types »**

Ce manuscrit a été soumis pour publication dans la revue Spine Deformity. Le manuscrit soumis ainsi que les tables et figures se retrouvent dans les pages qui suivent. Elles sont conformes aux règles de soumission de la revue.

Cet article porte sur l'évaluation d'une nouvelle méthode d'estimation de la torsion géométrique chez les patients atteints de déformations Lenke 1. Il tentera de trouver des sous-groupes basés sur les valeurs de torsion géométrique.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est évaluée à 70% et 15% pour chacun des co-directeurs.

Geometric torsion in AIS: a new method to differentiate between Lenke 1 sub-types

Authors: Jesse Shen<sup>1,2</sup>; Samuel Kadoury<sup>1,3</sup>PhD; Hubert Labelle<sup>1,2</sup>MD; Marjolaine Roy-Beaudry<sup>1</sup>MSc;  
Carl-Éric Aubin<sup>1,3</sup>PhD; Stefan Parent<sup>1,2</sup>MD PhD

Affiliations : 1. CHU Sainte-Justine 2. Université de Montréal 3. École Polytechnique de Montréal

Institution name of primary author: Centre Hospitalier Universitaire Sainte-Justine

Corresponding author: Stefan Parent, MD, PhD, Hôpital Sainte-Justine, 3175 Côte-Sainte-Catherine,  
Montréal, Québec, Canada, H3T 1C5.

Research Ethics Committee of Sainte-Justine Research Center

This study was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR)

## Abstract

Study design: Consecutive case series analysis

Objectives: To study geometric torsion in thoracic adolescent idiopathic scoliosis(AIS) in order to propose it as a numerical three-dimensional(3D) parameter that quantifies the scoliosis deformity.

Summary of background data: AIS is a 3D deformity of the spine. However, the most widely accepted and used classification systems still rely on two-dimensional aspects of x-rays. Yet, a 3D classification of AIS remains elusive as there is no widely accepted 3D parameter in the clinical practice.

Methods: This is an analysis of 141 patients with Lenke type-1 deformity recruited in our institution. The Lenke classification was identified by two observers and 3D reconstructions were obtained using bi-planar radiographs. Geometric torsion measuring the twisting effect of the spine was computed using a novel technique by approximating local arc lengths at the neutral vertebra in the thoraco-lumbar segment. An inter- and intra-group statistical analysis was performed to evaluate the torsion index, and how it relates to other 3D indices.

Results: A statistically significant increase in torsion was observed between Lenke 1A(1.15) and Lenke 1C(2.10) sub-groups. No differences were found between the Lenke 1B(1.75) sub-group with either of the other two sub-groups. An automatic classification based on torsion indices identified two groups: one with high torsion values(3.02) and one with low torsion values(0.82). Statistically significant differences were found between the main thoracic planes of maximum curvature(PMC) orientation of the high torsion group(73.72) and the low torsion group(79.85). Statistically significant differences were also found for the Thoracolumbar/Lumbar PMC orientation between the high torsion group(56.41) and the low torsion group(49.25).

Conclusions: The results of our current study suggest that a numerical method of describing scoliosis in 3D is within reach. They also suggest the existence of two sub-groups of 3D deformations based on torsion values(high and low) with links to PMC orientation.

Level of Evidence: Level II

## Geometric torsion in AIS: a new method to differentiate between Lenke 1 sub-types

### **Introduction**

Adolescent idiopathic scoliosis(AIS) is a complex three-dimensional(3D) deformity of the spine. Currently, the most widely used descriptors for scoliosis are two-dimensional(2D) in nature since they are based on spine radiographs in the sagittal and coronal planes. The Lenke classification[1] is one of the most accepted and widely used classification systems for AIS because it is easy to use and provides treatment recommendations[2,3]. This classification system also offers several advantages with respect to previously proposed classification systems[4] as it demonstrates better inter as well as intra observer reliability[1,5]. However, it is still a 2D assessment of scoliosis based on the structurality and Cobb angle values in the proximal thoracic(PT), main thoracic(MT) and thoracolumbar/lumbar(TL/L) segments.

Since 2D measurements do not completely describe this 3D deformity[6], response to treatment can be difficult to accurately predict[7]. This is because 2D measurements are often measured on a plane of view that does not adequately capture the position and orientation of the scoliosis curve in space. Consequently, two different scoliosis deformities may have similar 2D measurements[8]. Applying similar treatments strategies for similar 2D measurements may thus yield different outcomes. Hence, there is a growing need to study scoliosis in 3D and develop 3D descriptors.

With the advent of new technologies and reconstruction techniques[9-14], viewing the spine in 3D is now possible using radiographic projections of the spine. This has allowed for clinically relevant assessments of the spine. These technological advancements have opened the door towards the development of new 3D descriptors[15-17] and new clinically relevant 3D classification systems for scoliosis[18,19,21,22,24,25].

Recent studies have demonstrated that a clinically significant 3D classification is within reach[23]. Sangole et al.[18] have analyzed scoliosis in 3D by evaluating the planes of maximum curvature(PMC) measuring the angular orientation of the End-Apex-End vertebral planes in the PT, MT, TL/L curves with respect to their normal sagittal orientation in 3D space. By analyzing operative results of their study sub-groups, they have shown what an optimal surgical correction for scoliosis should strive to achieve[18].

Although their study introduces a new method of evaluating scoliosis, it is incomplete in describing scoliosis in 3D because it is represented on a 2D plane, the daVinci representation. This graphical representation was done in order to be more user-friendly. However, it omits some quantitative evaluation of the spine and does not fully describe the position of the scoliosis deformity in space, focusing rather on the orientation of each curve relative to the axial plane. Hence, by simplifying the representation of PMC using the daVinci representation, this method does not fully exploit all the 3D information which is made available.



Geometric torsion is a 3D index measuring a curve's tendency to twist out of a plane (Figure 1)[7]. It is considered a true 3D descriptor because it measures the properties of a curve within 3D space. In contrast, angles are 2D in nature because they are measured on a 2D plane.

By studying geometric torsion in scoliosis, Poncet et al.[19] have proposed a new method of classifying scoliosis in 3D. They propose a classification system based on the curve patterns obtained by charting torsion values measured on different spinal segments. However, since this 3D index is interpreted in 2D by the shape of a curve obtained on a chart, it becomes highly dependent on the visual interpretation of different curve patterns.

Moreover, their method is highly susceptible to errors or noise caused by inaccurate 3D reconstructions. This is due to the local approach taken in obtaining torsion values that is based on using Frenet frames[19]. This means that torsion values calculated at certain points can be subject to noise resulting from reconstruction inaccuracies making the measure unstable and unreliable.

In summary, the analysis of scoliosis using the daVinci representation as presented by Sangole et al. does not completely describe scoliosis in 3D while the 3D classification for scoliosis presented by Poncet et al. is highly dependent on visual analysis. Hence, there is no descriptor

that offers a quantifiable 3D description of scoliosis, which can be used to analyze populations based on their true 3D nature.

Recently, a new method of calculating geometric torsion has been proposed by Lewiner et al. [20,26]. Based on weighted least-squares fitting and local arc-length approximations, this method takes into account the effects of noisy data when calculating torsion values. This makes for a more robust measurement.

The purpose of this work is to study this novel geometric torsion estimator in order to present it as a numerical method of analyzing scoliosis. By taking a regional approach, this will provide a method of obtaining torsion values that will be more robust against 3D spinal reconstruction errors. This study will also attempt to identify new 3D sub-groups within Lenke type-1 deformities based on the numerical torsion values obtained with the proposed method.

## **Materials and Methods**

### *Data*

This is a consecutive case series analysis of 141 patients diagnosed with AIS at our institution. The inclusion criteria were patients classified as having a Lenke type-1 deformity and 3D spinal

reconstructions using ten points on the vertebral bodies. The mean thoracic Cobb angle for this cohort was  $51.4 \pm 13.85^\circ$  and lumbar mean Cobb angle of  $35.51 \pm 13.21^\circ$ . The Lenke classification was confirmed by two experts at our institution using bi-planar radiographs available for each patient. Patients with any pathology other than AIS were excluded for the study. All patients classified as having a Lenke type-1 deformity with rare conditions such as left thoracic deformities were also excluded. Each eligible patient was assigned a lumbar spine modifier(A,B,C)(Figure 2). In all, this study includes 116 Lenke type-1A, 16 type-1B and 9 type-1C deformities.

### *Methods*

For each patient in this study, a 3D reconstruction of the spine and pelvis was generated. All 3D reconstructions were obtained from calibrated biplanar radiographs using a semi-automatic anatomical landmark identification technique[13]. First, an initial spinal 3D model was generated from the central spine curve going through the vertebral endplates. Applying the predictive statistical model of a scoliotic deformity allows for an accurate 3D reconstruction (under 2.2mm of error). Finally, an experienced operator validated or modified all ten anatomical landmarks located on the vertebral body at each level to ensure the correspondence of landmarks to the radiographic images.

Using the 3D spine model for a given patient, a 3D spline which passes through the centroid of each vertebra was computed. This curved line is composed of a multitude of sample points extracted from the original spinal 3D reconstruction. However, this curve contains some degree of noise since the original reconstruction is not perfect or void of errors. By employing a novel parametric modeling technique that is based on local arc-length approximations[20], this will generate a smooth spatial curve line that best fits all the sampled data points extracted from the 3D spinal reconstruction. This smooth curve can also be represented as a mathematical function. By obtaining the first, second as well as third derivatives of this smoothed curve, geometric torsion can be computed using mathematical formulas that use these derivatives. This will reduce the effects of noisy data resulting from reconstruction inaccuracies from our torsion values[20].

In this study, geometric torsion was calculated in the thoraco-lumbar junction, with the curve starting and ending at the apexes and centered at the neutral vertebra. The anatomical landmarks needed to create a model curve are the main thoracic apex vertebra, lumbar apex vertebra and the neutral vertebra passing in between them. These were determined automatically with custom-designed software and validated by a single observer. Using the previously described method, a smooth curve can be generated(Figure 3) and geometric torsion values can then be computed. This procedure was applied on each patient of this study cohort.

An inter- and intra-group statistical analysis(MATLAB 7.9) was performed to assess torsion values and their relation to other 2D as well as 3D spinal parameters(Table 1). Wilcoxon rank sum tests were used to evaluate differences in torsion values between Lenke type-1A, type-1B

and type-1C. A fuzzy c-means clustering technique was applied on the torsion values of the entire cohort in order to group patients with similar torsion values together while keeping the mean torsion of each group as distinct as possible[24]. This “soft” clustering algorithm allows for patient torsion values to be classified in multiple groups while providing the different degrees of belonging to each one. This means that each patient torsion value does not need to belong to a particular group, but may belong more strongly to one group in particular. An ANOVA test with Bonferonni correction was applied to evaluate differences between the cluster groups.

## Results

In this study, the torsion values for patients with Lenke type-1A, type-1B and type-1C were evaluated. Table 1 presents the results for each of these groups. A statistically significant difference( $p=0.0125$ ) between the torsion values of Lenke type-1A and Lenke type-1C was observed. No statistically significant differences were found between Lenke type-1B and the other two groups( $p=0.0522$ ,  $p=0.6304$ ).

A fuzzy c-means clustering algorithm was performed to automatically classify the subjects and identified two groups of torsion values: one group with higher torsion value means of 3.02(N=29) and one group with lower torsion value means of 0.82(N=112). A statistically significant difference ( $p=0.0301$ ) in thoracolumbar/lumbar PMC angulation between the high torsion group (56.41) and the low torsion group (49.25) was found. Also, a statistically significant difference ( $p=0.0140$ ) in main thoracic PMC angulation was found between the high torsion group (79.85°)

and the low torsion group ( $73.72^\circ$ ), although their means were similar. Other indices were also evaluated but no statistically significant differences were found (Table 2).

## **Discussion**

In this 3D analysis of Lenke type-1 deformities, a novel method of obtaining geometric torsion based on parametric curve fitting techniques was able to detect two new sub-groups based on torsion values: a high and a low torsion group. These new 3D sub-groups were found to have statistically significant differences in the orientation of the PMC, suggesting a link between torsion values and PMC orientation.

Our first results showed an increase in torsion values as a function of the lumbar spine modifier as Lenke type-1A demonstrated the lowest mean torsion and Lenke type-1C, the highest mean torsion, with Lenke type-1B in between. It has previously been shown[18] that spinal curves in scoliosis have abnormal orientations in 3D space with respect to the sagittal plane. The results obtained can be expected since Lenke type-1A deformities would represent little to no lumbar curve and would thus be more aligned with its sagittal plane. In contrast, Lenke type-1C deformities would present the complete opposite. Thus, a thoracic curve would have a greater change in direction with Lenke type-1C than Lenke type-1A and will have higher torsion values.

We notice that patients with high torsion values tend to have two PMCs that are highly angulated with respect to each other. Conceptually, this means that deformities with highly angulated PMCs will have greater torsion values since the amplitude of the change of curve orientation is greater in this situation. Hence, higher MT PMC angulations in the low torsion group is not contradictory because the angle formed between the two PMCs in the MT and TL/L segment is smaller than that of the high torsion group(Figure 4).

Although explaining the concept of torsion using the angulation of the PMC is intuitive, these two indices are not interchangeable. This is because the angulation of the PMC is essentially planar while geometric torsion takes into account both the rate at which a curve changes direction and its deviation from a single plane in 3D space. This means that if an entire curve line lies on the same plane, there will be minimal to no torsion because the curve does not deviate from any plane even if there is high angulation between PMCs. Consequently, two scoliosis deformities with high angulations of their PMCs, which would represent a greater change of curve direction, can have different torsion values. Therefore, the angulation of PMC cannot replace geometric torsion because it does not fully take into account the third dimension.

One limitation of this method is that the torsion values are affected by the selected apical and neutral vertebrae. Although the custom-designed software was able to localize automatically all necessary vertebral landmarks, it did not always identify the precise location of the apex. Hence, an observer was needed to verify and confirm all identified apical vertebrae.

Although obtaining geometric torsion using parametric curves is a robust method against inaccuracies in 3D spinal reconstructions, it does not eliminate or rectify the original reconstruction errors. This is due to the inherent errors from 3D spinal reconstructions that cannot yet be eliminated. The presented method uses the data points provided from these reconstructions to create a curved line best fitting this data. Hence, it penalizes noisy data and provides torsion values containing less noise.

Moreover, it is difficult to quantify the magnitude and direction of the effect of inaccurate spinal 3D reconstructions on torsion values since the real values in scoliosis are difficult to determine. Although curve fitting techniques allow for better estimation of torsion values[20], they only provide an estimation of torsion because the original curve has been modified to reduce noise. The real theoretical torsion values are difficult to obtain because the required spatial curve modeled from 3D reconstructions cannot yet be void of errors. Nevertheless, by studying controls that predictably have no torsion or other curved lines, this method has shown, under various number of sampling points and noise, that the torsion values obtained using are reliable[14,26]. Hence, based on this study, the interpretation of this index should be centered on the magnitude and its distance relative to the presented cluster group means.

The method in this study differs from Poncet et al. by taking a global approach for estimating the twisting effect at the junction of regional curves. By using a curve that considers multiple points distributed along the spine, giving more importance to points that are more exempt of errors while penalizing those that contain more noise, the torsion values obtained are less influenced by



reconstruction errors. This is advantageous as it will not only make the descriptor a more global evaluator of the spine, but also more robust to reconstruction errors.

Although this new index will bring a quantitative 3D description of scoliosis, it shares some of the same difficulties encountered with previous 3D indices. The difficulty with torsion lies in whether or not the clinician will be able to relate to it. This is in part due to the unit for torsion( $\text{mm}^{-1}$ ) as it is not intuitive. This is the potential limitation for studies that use complex mathematical models to describe scoliosis.

This study does however present some efforts to simplify this complex measure. First, the direction of torsion is not taken into account as the index offers an indication of the magnitude of the torsion phenomenon at the neutral vertebra. In doing so, this reduces the amount of interpretation necessary for the clinician and will supplement the information provided by current descriptors. Also, by having two groups, this limits the number of potential classification groups and will simplify scoliosis classification for the clinician.

The limitations of the current study methodology do not allow the evaluation of the meaning of torsion: what is the difference in torsion values between two patients represented in the scoliotic deformity? This question should be further evaluated in order to make this index more acceptable to the clinician. Future work will look to analyze other types of deformities such as Lenke type-2 through type-6. Also, whether surgical cases of scoliosis with high levels of torsion have a

greater tendency to return to its original, deformed position, after surgical instrumentation should be further evaluated in future studies.

## **Conclusion**

This study presents a new method for estimating geometric torsion in the scoliotic spine. By taking a more global approach in calculating torsion values, this method is more robust to reconstruction errors. This allows for quantitative analyses of scoliosis based on the numerical values of geometric torsion. Using these numerical values, two new 3D sub-groups within Lenke type-1 deformities were detected. These results suggest that numerical methods of describing scoliosis in 3D are within reach. Thus, by proposing geometric torsion as a numerical index for quantitative analysis of scoliosis, this opens the possibility for a 3D classification of scoliosis.

## **Acknowledgements**

This research was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

## References

1. Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1169-81.
2. Thaler M, Lechner R, Gstöttner M, et al. Interrater and intrarater reliability of the Kuntz et al new deformity classification system. *Neurosurgery* 2012;71: 47-57.
3. Puno RM, An KC, Puno RL, et al. Treatment recommendations for idiopathic scoliosis: an assessment of the Lenke classification. *Spine* 2003;28:2102-14.
4. King HA, Moe JH, Bradford DS, et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:1302-13.
5. Ogon M, Giesinger K, Behensky H, et al. Interobserver and intraobserver reliability of Lenke's new scoliosis classification system. *Spine* 2002;27:858-62.
6. Perdriolle R, Le Borgne P, Dansereau J, et al. Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities. *Spine* 2001;26:2719-26.
7. Stokes I. Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3D Terminology of Spinal Deformity. *Spine* 1994;19:236-48.
8. Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res* 1987;5:102-13.
9. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull Acad Natl Med* 2005;189:287-97.

10. Somoskeöy S, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, et al. Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system. *Spine* 2012;12:1052-9.
11. Glaser DA, Doan J, Newton PO. Comparison of 3-Dimensional spinal reconstruction accuracy: biplanar radiographs with EOS versus computed tomography. *Spine* 2012;37:1391-7.
12. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, et al. Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:989-98.
13. Kadoury S, Cheriet F, Laporte C, et al. A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Med Biol Eng Comput* 2007;45:591–602.
14. Cheriet F, Laporte C, Kadoury S, et al. A novel system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007;54:1356-8.
15. Illés T, Tunyogi-Csapó M, Somoskeöy S. Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *Eur Spine J* 2011;20:135-43.
16. Somoskeöy S, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, et al. Clinical validation of coronal and sagittal spinal curve measurements based on three-dimensional vertebra vector parameters. *Spine* 2012;12:960-8.

17. Illés T, Somoskeöy S. Comparison of scoliosis measurements based on three-dimensional vertebra vectors and conventional two-dimensional measurements: advantages in evaluation of prognosis and surgical results. *Eur Spine J* 2013;22:1255-63.
18. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H et al. Three-Dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 2009;34:91-9.
19. Poncet P, Dansereau J, Labelle H. Geometric torsion in idiopathic Scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine* 2001; 26: 2235-43.
20. Lewiner T, Gomes Jr. JD, Lopes H et al. Curvature and torsion estimators based on parametric curve fitting. *Computer and Graphics* 2005;29:641-55.
21. Negrini S, Negrini A, Atanasio S, et al. Three-dimensional easy morphological (3-DEMO) classification of scoliosis, part I. *Scoliosis* [serial online] 2006;1:20. Available from: Biomed Central, London, UK. Accessed June 28, 2013.
22. Stokes IA, Sangole AP, Aubin CE. Classification of scoliosis deformity three-dimensional spinal shape by cluster analysis. *Spine* 2009;34:584-90.
23. Labelle H, Aubin CE, Jackson R, et al. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatric Orthop* 2011;31:S37-45.
24. Duong L, Cheriet F, Labelle H. Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine* 2006;31:923-30.
25. Duong L, Mac-Thiong JM, Cheriet F, et al. Three-dimensional subclassification of Lenke type 1 scoliotic curves. *J Spinal Disord Tech* 2009;22:135-43.
26. Kadoury S, Shen J, Parent S. Global geometric torsion estimation in adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput* 2014;52:309-19.

## Figure captions

Figure 1. Illustration of the concept of geometric torsion as a spatial curve not only changing in direction, but also twisting out of a single plane in 3D space. The planes in which this spatial curve deviates are defined by three orthogonal vectors: normal, binormal and tangent.

Figure 2. (A) Clinical example of Lenke type-1A (B) Clinical example of Lenke type-1B (C) Clinical example of Lenke type-1C from our study cohort.

A

B

C

Figure 3. Illustration of a modeled smoothed curve passing through all vertebral landmarks at the of thoraco-lumbar junction that can be generated using a parametric curve fitting technique based on local arc-length approximations.

Figure 4. Case illustrations of patients with Lenke type-1 deformity from the current study cohort; one with high torsion (left) and one with low torsion (right). The angle formed between the MT PMC and the TL/L PMC in the patient with high torsion is greater than that of the low torsion patient.

Legend: Proximal Thoracic (PT), Main Thoracic (MT), Thoracolumbar/lumbar (TL/L), Plane of maximum curvature (PMC). PT PMC (Blue), MT PMC (Green), TL/L PMC (Orange)

Table 1: Torsion value results, with mean and standard deviation (S.D.) of Lenke type-1 patients grouped by their lumbar spine modifier (A, B, C).

	Lenke type - 1A N = 116	Lenke type - 1B N = 16	Lenke type - 1C N = 9
Mean ( $\text{mm}^{-1}$ )	1.15	1.75	2.10
S.D. ( $\text{mm}^{-1}$ )	0.94	1.24	1.50



Table 2: Spinal parameters of each geometric torsion sub-group determined automatically (high and low torsion) within the current study cohort of Lenke type-1 deformity.

<b>Indices</b>	<b>Cluster 1</b> <b>N = 29</b>	<b>Cluster 2</b> <b>N = 112</b>	<b>P value</b>
<b>Torsion (mm<sup>-1</sup>)</b>	3.02 ± 0.78	0.82 ± 0.35	0.001
<b>MT Cobb Angle (°)</b>	53.41 ± 12.59	50.89 ± 14.16	0.38
<b>TL/L Cobb Angle (°)</b>	39.22 ± 11.83	34.55 ± 13.42	0.089
<b>Angulation of MT PMC (°)</b>	73.72 ± 13.86	79.85 ± 11.24	0.014
<b>Angulation of TL/L PMC (°)</b>	56.41 ± 16.88	49.25 ± 15.38	0.030
<b>T2-T12 Kyphosis (°)</b>	30.78 ± 12.57	27.27 ± 12.38	0.17
<b>L1-S1 Lordosis (°)</b>	60.21 ± 11.43	58.62 ± 12.40	0.53

Legend: Main Thoracic (MT), Thoracolumbar/lumbar (TL/L), Plane of maximum curvature (PMC), Standard Deviation (SD)

Figure 1.

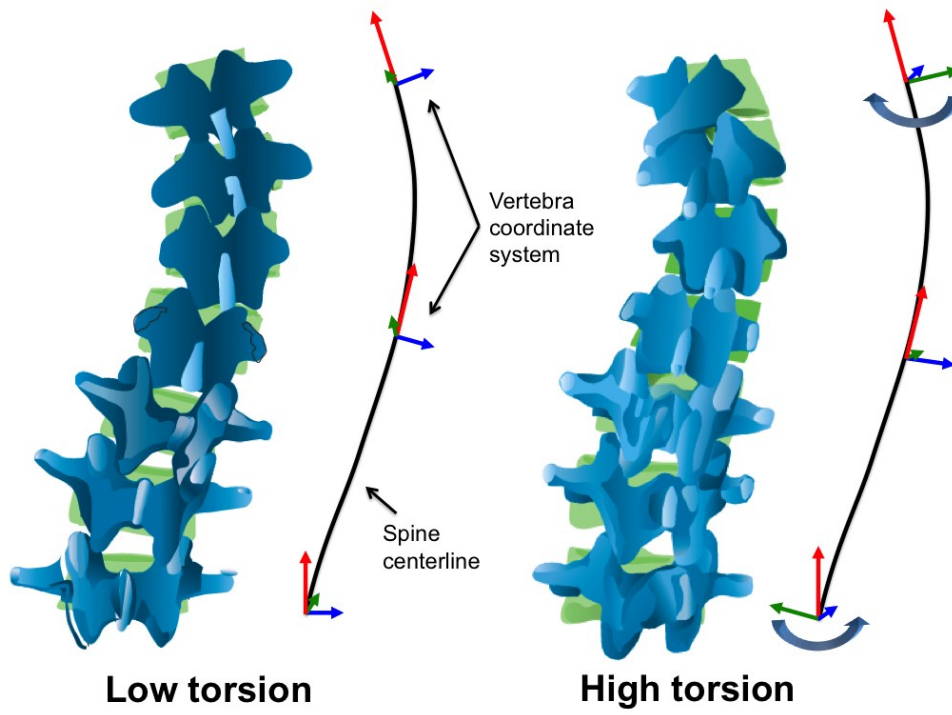
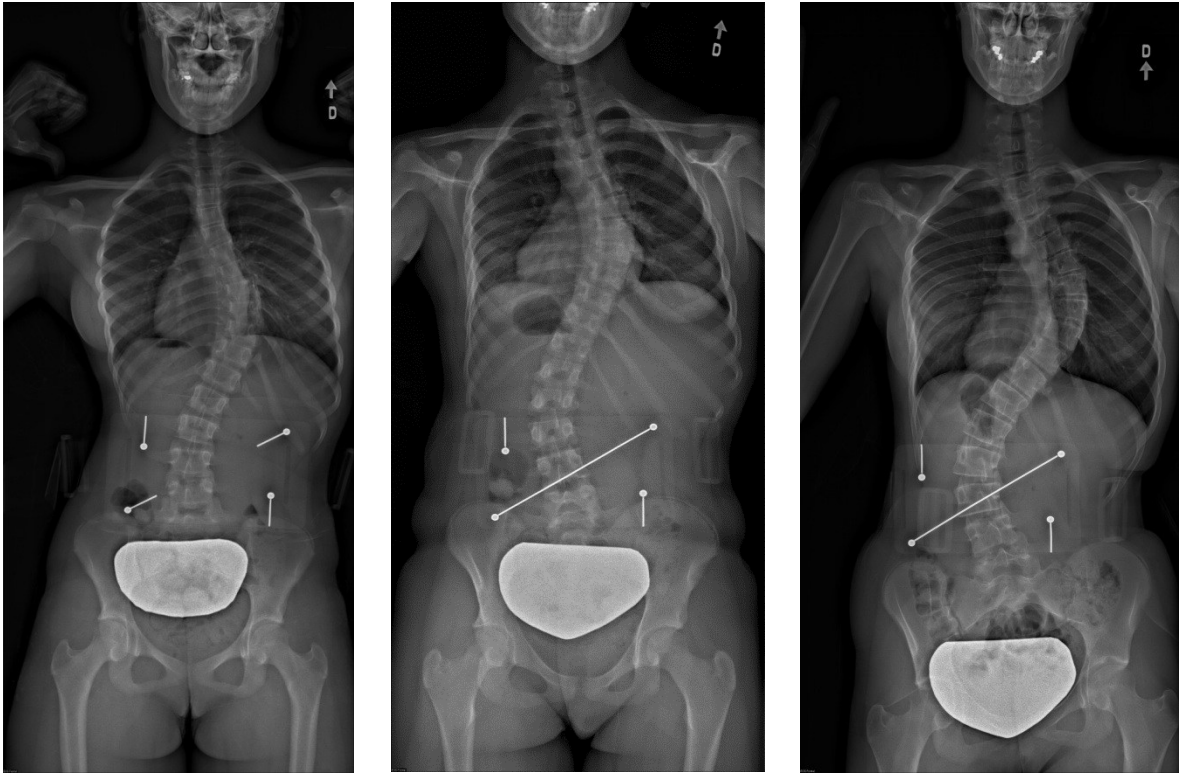


Figure 2.



A

B

C

Figure 3.

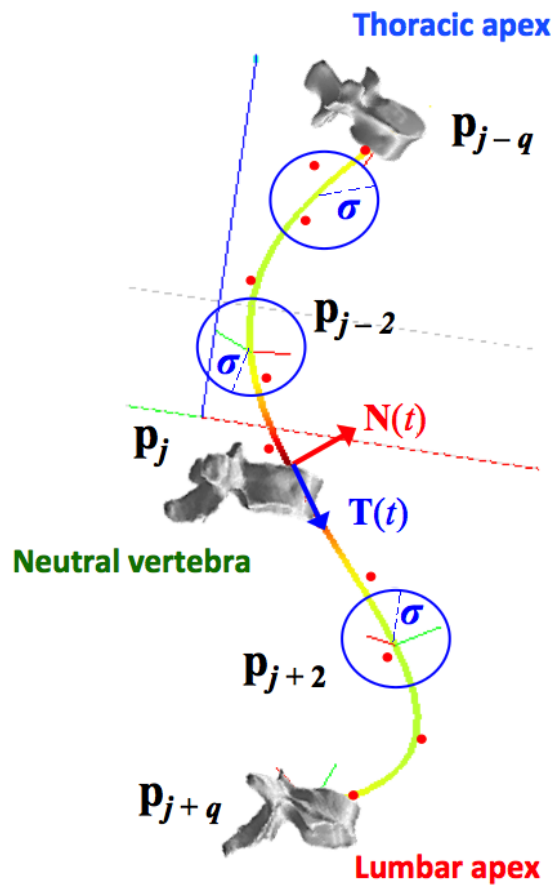
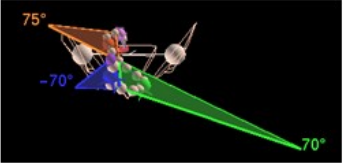
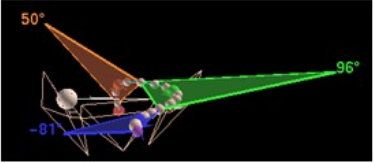
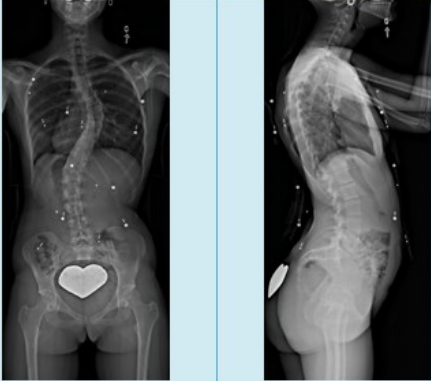



Figure 4.

	High Torsion Lenke 1C	Low Torsion Lenke 1A
Classification DaVinci Top View		
X-Ray		

Legend: Proximal Thoracic (PT), Main Thoracic (MT), Thoracolumbar/lumbar (TL/L), Plane of maximum curvature (PMC). PT PMC (Blue), MT PMC (Green), TL/L PMC (Orange)

**4.4. Article #3: « Geometric torsion in AIS: a surgical outcomes study in Lenke type 1 patients »**

Cet article porte sur l'évaluation des résultats chirurgicaux des patients ayant une déformation Lenke type 1 qui ont préalablement été classifiés selon leurs valeurs de torsion géométrique. Elle comparera les résultats post-opératoires entre les patients Lenke 1 avec des valeurs de torsion hautes et basses.

Cet article sera soumis au journal Spine Deformity.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est évaluée à 70% et 15% pour chacun des co-directeurs.

Geometric torsion in AIS: a surgical outcomes study of Lenke type 1 patients

Authors: Jesse Shen<sup>1,2</sup>; Samuel Kadoury<sup>1,3</sup>PhD; Hubert Labelle<sup>1,2</sup>MD; Stefan Parent<sup>1,2</sup>MD PhD

Affiliations : 1. CHU Sainte-Justine 2. Université de Montréal 3. École Polytechnique de Montréal

Institution name of primary author: Centre Hospitalier Universitaire Sainte-Justine

Corresponding author: Stefan Parent, MD, PhD, Hôpital Sainte-Justine, 3175 Côte-Sainte-Catherine,  
Montréal, Québec, Canada, H3T 1C5.

Research Ethics Committee of Sainte-Justine Research Center

This study was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR)

## Abstract

Study design: Consecutive case series analysis

Objectives: To evaluate the surgical outcomes of patients with thoracic adolescent idiopathic scoliosis(AIS) in relation to different degrees of geometric torsion.

Summary of background data: AIS is a 3D deformity of the spine. However, a 3D classification of AIS remains elusive as there is no widely accepted 3D parameter in the clinical practice. Recently, a new method of estimating geometric torsion has been proposed and detected two potential new 3D sub-groups based on geometric torsion values.

Methods: This is an analysis of 93 patients with Lenke type-1 deformity from our institution. 3D reconstructions were obtained using bi-planar radiographs both pre and post-operatively. Geometric torsion was computed using a novel technique by approximating local arc lengths at the neutral vertebra in the thoraco-lumbar segment. An inter- and intra-group statistical analysis was performed to compare clinical indices of patients with different torsion values. A qualitative assessment was also performed on each patient by two senior staff surgeons.

Results: Statistically significant differences was observed in clinical indices between high ( $2.85\text{mm}^{-1}$ ) and low torsion ( $0.83\text{mm}^{-1}$ ) Lenke type 1 sub-groups. Pre-operatively, the high torsion group showed higher Cobb angle values in the thoracic segment ( $71.18^\circ$  vs  $63.74^\circ$ ), as well as higher angulation in the thoraco-lumbar plane of maximum deformity ( $67.79^\circ$  vs  $53.30^\circ$ ). Post-operatively, a statistically significant difference was found in the orientation of the plane of maximum deformity in the thoraco-lumbar segment between the high and low torsion groups ( $47.95^\circ$  vs  $30.03^\circ$ ). Results from the qualitative evaluation of surgical results showed different results between the two staff surgeons.

Conclusions: These results suggest a link between pre-operative torsion values and surgical outcomes within Lenke type 1 deformities. These results will need to be validated by an independent group as it is a single-center study.

Level of Evidence: Level II



## Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine. Currently, the most widely used and accepted descriptors for scoliosis, such as the Cobb angle, are two-dimensional (2D) by nature since they are based on spinal radiographs. For severe cases of AIS, surgery is often the definitive treatment[3-5].

Classification systems for scoliosis have been proposed[6] in order to not only group similar curve types, but also to provide treatment recommendations for more predictable and comparable outcomes. The Lenke classification[7] is a widely accepted classification for AIS due to its clinical relevance. However, it is still a 2D assessment of scoliosis largely based on Cobb angle values.

Since 2D measurements do not completely describe the 3D deformity, response to surgical treatment can be difficult to accurately predict[1]. This difficulty can be explained as most indices for AIS are 2D in nature and are measured on a plane of view that does not adequately capture the position as well as orientation of the curve in 3D space. Consequently, two different deformities may have similar 2D measurements and applying similar treatment strategies may thus yield different outcomes. Hence, there is a need to study scoliosis in 3D and develop 3D descriptors.

New technologies and spinal reconstruction techniques[10,11] have enabled the spine to be visualized in 3D using radiographic images. This has allowed for clinically relevant assessments of the spine and has opened the door for not only development of new 3D descriptors for scoliosis, but also clinically relevant classification systems.

Geometric torsion is a 3D index measuring a curve's tendency to twist out of a plane [1]. Recently, a new method of computing geometric torsion has been proposed [article #1, 12]. By studying this 3D index within the Lenke classification, new 3D sub-groups based on torsion values of the thoraco-lumbar region were found within the Lenke type 1 deformities. However, the clinical significance of these sub-groups have yet to be defined.

Hence, the purpose of this work is to define the clinical significance of sub-grouping patients with Lenke type 1 deformities based on torsion values. Post-operative results of patients with Lenke type 1 deformities sub-grouped based on pre-operative torsion values will be analyzed.

## **Methods**

This is a consecutive case series analysis of 93 patients diagnosed with AIS that were operated at our institution. The mean thoracic Cobb angle for this cohort was  $71.18 \pm 10.81^\circ$  and mean lumbar Cobb angle was  $63.74 \pm 12.20^\circ$ . The inclusion criteria were patients classified as having a Lenke type-1 deformity confirmed by two observers and that were operated at our institution. Patients that did not receive operative treatment were excluded from this study. Patients with rare deformities such as left thoracic curves and patients with any pathology other than AIS were excluded.

All patients included in this study have both pre-operative and post-operative 3D spinal reconstructions using ten points on the vertebral bodies. Each patient also had pre and post-operative coronal and sagittal radiographs. Geometric torsion was calculated for each patient pre-operatively and post-operatively in the thoraco-lumbar region that were obtained using a parametric curve fitting technique based on local arc-length approximations [12,13]. Patients were classified based on torsion values (high and low) as described in the previous study[article

#2]. This study includes 19 patients with a high torsion levels and 74 patients with low torsion levels.

Operative results were analyzed both quantitatively and qualitatively. The quantitative assessment consists of analyzing clinical spinal parameters in both pre-operative and post-operative spinal radiographs as well as 3D reconstructions. The qualitative assessment of operative results consisted of a panel of two senior staff surgeons at our institution reviewing each patient's post-operative spinal radiographs. Each surgeon would individually classify the operative result as either satisfactory or unsatisfactory (Figure 1) based on the overall post-operative thoraco-lumbar spinal geometry. Both staff surgeons were blind to each patient's torsion values and torsion group.

A statistical analysis(MATLAB 7.9) was performed using an ANOVA test with Bonferonni correction to evaluate differences in clinical indices between the high torsion and low torsion patients pre-operatively as well as post-operatively

## **Results**

Table 1 presents the results for each of these groups pre-operatively. The mean torsion value for the high torsion group was 2.85 and the low torsion group 0.83. Pre-operatively, a statistically significant difference ( $p=0.0173$ ) between the main thoracic Cobb angle values was found between the high and low torsion groups. A statistically significant difference ( $p=0.0038$ ) was also found for the thoraco-lumbar plane of maximum curvature orientation (PMC) between both groups.

Table 2 presents the results for each group post-operatively. The mean torsion value for the high torsion group was 0.81 and the low torsion group 0.58. Post-operatively, a statistically significant

difference ( $p=0.0254$ ) was found for the thoraco-lumbar plane of maximum deformity between torsion groups. No significant differences were found for Cobb angle values.

The results from the qualitative assessment of the first staff surgeon showed 10.8% (8 patients) of patients operated from the low torsion group were considered unsatisfactory, while 21.0% (4 patients) of the high torsion group were considered unsatisfactory.

For the second staff surgeon, 5.4% (4 patients) of the low torsion group patients were considered having unsatisfactory results and 5.3% (1 patient) of the high torsion group patient was considered unsatisfactory.

## **Discussion**

The results of this study should be considered preliminary as it is a single-center study. The results show a difference in post-operative results between high and low torsion Lenke type-1 patients. These differences were seen in the thoraco-lumbar PMC as the high-torsion group had higher thoraco-lumbar angulation post-operatively compared to the low torsion group. This may suggest a link between torsion levels and post-operative results.

The results from the quantitative evaluation showed that patients with higher levels of torsion in the thoraco-lumbar segment had on average a greater deformity in the main thoracic segment and a higher orientation of PMC in the thoraco-lumbar segment pre-operatively. Post-operatively, the higher torsion group had higher orientation of the thoraco-lumbar PMC than the low torsion group. This may suggest that patients with higher levels of torsion in the thoraco-lumbar segment pre-operatively have a persistent deformity in the thoraco-lumbar region after surgical correction.

Although the Cobb angles are similar between both torsion groups post-operatively, Sangole et al.[14] have analyzed scoliosis in 3D by evaluating PMC and they have shown that the optimal surgical correction for scoliosis should strive to achieve a PMC that is close to the sagittal plane or near zero value. The high thoraco-lumbar torsion group has thus sub-optimal correction of the thoraco-lumbar deformity compared to the low torsion group when trying to analyze the 3D component of these deformities. Hence, although the correction of 2D parameters is similar in both torsion groups, there remains a difference in surgical correction when analyzing 3D parameters.

The differences in post-operative results may be explained by the differences in torsion levels between the two presented sub-groups. First, the high torsion group have higher TLL PMC angulation pre-operatively compared to patients in the low torsion group. This means that the high torsion group of patients could be a sub-group of Lenke type 1 patients that have greater spinal deformity in the thoraco-lumbar segment and thus surgical correction should be adapted or personalized to this specific sub-group. Surgically treating both high torsion and low torsion sub-groups with a similar approach could thus yield differences in post-operative results.

Another hypothesis to explain these differences would be that there is a tendency for spinal deformities with high levels of torsion to attempt a return to its original pre-operative state after surgical correction. Since torsion measures a curve's tendency to twist out of a plane, patients with high levels of torsion would have deformities with highly angulated PMCs which would represent a greater change in orientation of the spinal deformity. By surgically reducing the thoracic deformity in Lenke type-1 patients, the high torsion patient's lumbar deformity may attempt to preserve the pre-operative amount of change in curve orientation by compensating with a persistent lumbar deformity.

This hypothesis can be highlighted as the high torsion group initially had a higher Cobb angle deformity in the MT segment and had similar values post-operatively. This suggests that the high torsion group had a greater reduction in terms of the MT segment spinal deformity. Does this relative over-correction of the thoracic deformity in the high torsion group, that was previously undefined within current classification schemes, cause a compensating deformity in the thoraco-lumbar segment due to the initial higher torsion levels? And could this new 3D clinical index help discriminate between Lenke type 1 patients needing lumbar fusion and help complement present classification schemes? These remains open questions. Although maximizing correction can be a goal in AIS without compromising on the lumbar deformity[15].

The qualitative assessment of surgical results aimed to establish the relevance of these differences seen in clinical indices to staff surgeons. The objective was also to have an overall appreciation of the thoraco-lumbar geometry post-operatively.

The results from the qualitative evaluation show a difference between the two senior staff surgeons who reviewed each case from this study. The results of one surgeon showed a higher rate of unsatisfactory surgical correction within the high torsion Lenke type-1 sub-group compared to the lower torsion group while the second surgeon yielded similar rates of satisfaction between both torsion sub-groups. Hence, these qualitative results suggest that there might be more unsatisfactory surgical results within the high torsion group, but it is difficult to conclude based on the results obtained in this study.

The differences between the two surgeons are ultimately influenced by the specific operative goals and objectives of a staff surgeon[2]. Analyzing the results of the qualitative evaluation, the first surgeon had at least twice the amount of unsatisfactory surgical results in both the high

torsion and low torsion groups compared to the second surgeon. This means that the importance placed on certain scoliosis parameters are different between the two surgeons which will affect their general opinion of the surgical results. Therefore, although there are differences in the results from the qualitative analysis between both staff surgeons, the high torsion group has either more unsatisfactory results or similar results to the low torsion group.

A limitation of this study is that the surgical techniques, instrumentation and selection of fusion levels were not evaluated as these influence post-operative results. Concerning the qualitative assessment of the surgical results, only two surgeons participated in analyzing all patients in this study cohort, this makes a conclusion difficult to surmise if the two surgeons in this study have divergent results. Also, even though they were blind to torsion levels, both surgeons in this study are all staff at our institution making them familiar to the concept of geometric torsion. Future studies should evaluate whether torsion levels can discriminate the levels of spinal fusion needed in patients with Lenke type 1 deformities.

## **Conclusion**

These results ultimately need to be validated by an independent group since the results are based on a single-center study. The results of this study suggests that sub-grouping patients with Lenke type-1 based on torsion values can potentially be clinically relevant as patients with higher torsion values pre-operatively have less favorable surgical outcomes in the thoraco-lumbar spinal deformity when analyzing the third dimension. The modest differences in post-operative outcomes were mostly seen in the thoraco-lumbar PMC orientation.

## **Acknowledgements**

This research was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).



## References

1. Stokes I. Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3D Terminology of Spinal Deformity. *Spine* 1994;19:236-48.
2. Majdouline Y, Aubin CE, Robitaille M, et al. Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2007;27 :775-81
3. Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, et al. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*. 2008;371 :1527-37.
4. Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine*. 1999;24:2607-16.
5. Kotwicki T, Chowanska J, Kinel E, et al. Optimal management of idiopathic scoliosis in adolescence. *Adolesc Health Med Ther*. 2013;4:59-73.
6. King HA, Moe JH, Bradford DS, et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:1302-13.
7. Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1169-81.
8. Newton PO, Faro FD, Lenke LG, et al. Factors involved in the decision to perform a selective versus nonselective fusion of Lenke 1B and 1C (King-Moe II) curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2003;28:217-23.
9. Demura S, Yaszay B, Bastrom T, et al. Is Decomensation Preoperatively a Risk in Lenke 1C Curves? *Spine*. 2013;38:649-655.

10. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull Acad Natl Med* 2005;189:287–97.
11. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, et al. Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:989-98.
12. Lewiner T, Gomes Jr. JD, Lopes H et al. Curvature and torsion estimators based on parametric curve fitting. *Computer and Graphics* 2005;29:641-55
13. Kadoury S, Shen J, Parent S. Global geometric torsion estimation in adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput*, 2013.
14. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H et al. Three-Dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 2009;34:91-9.
15. Imrie M, Yaszay B, Bastrom T, et al. Adolescent Idiopathic Scoliosis : Should 100% Correction Be the Goal? *J Pediatr Orthop*. 2011;31(1 Suppl):S9-13.

**Figure Captions**

Figure 1: Pre and post-operative radiographies illustrating a clinical example of an unsatisfactory surgical result as evaluated by staff surgeons of our study.

Table 1 – Pre-operative comparison of clinical indices between the high and low geometric torsion sub-groups(detected automatically) within Lenke type 1 patients.

	<b>Cluster 1 N = 74 Torsion = 0.83 (0.43)</b>	<b>Cluster 2 N = 19 Torsion = 2.85 (0.88)</b>	<b>P value</b>
<b>Cobb Angle MT</b>	63.74(12.2)	71.18(10.81)	0.0173
<b>Cobb Angle TLL</b>	45.72(12.46)	50.72(10.82)	0.1130
<b>Angulation MT plane Max. Deformity</b>	79.43(10.26)	77.11(9.47)	0.3732
<b>Angulation TLL plane Max. Deformity</b>	53.30(20.22)	67.79(12.83)	0.0038
<b>Kyphosis T2-T12</b>	29.97(19.71)	26.88(13.44)	0.9236
<b>Lordosis L1-S1</b>	60.02(14.95)	61.85(11.75)	0.5049

Table 2 - Post-operative comparison of clinical indices between the two torsion sub-groups

	<b>Cluster 1</b> <b>N = 74</b> <b>Torsion = 0.58 (0.81)</b>	<b>Cluster 2</b> <b>N = 19</b> <b>Torsion = 0.81 (0.95)</b>	<b>P value</b>
<b>Cobb Angle MT</b>	19.44(8.68)	23.50(5.70)	0.0561
<b>Cobb Angle TLL</b>	21.02(12.15)	25.21(8.93)	0.1637
<b>Angulation MT plane Max. Deformity</b>	58.89(27.10)	57.05(22.47)	0.7859
<b>Angulation TLL plane Max. Deformity</b>	30.03(30.61)	47.95(30.91)	0.0254
<b>Kyphosis T2-T12</b>	29.69(11.76)	26.04(11.79)	0.2309
<b>Lordosis L1-S1</b>	60.83(9.80)	62.50(9.35)	0.5049

Figure 1



## **Chapitre 5 : Discussion générale**

Ce mémoire présente une nouvelle méthode pour estimer la torsion géométrique chez les patients atteints de la SIA. Elle présente une nouvelle méthode pour évaluer la déformation scoliothique en 3D, ce qui contribue à l'avancement des connaissances vers une meilleure description 3D de la SIA.

La première étude présentée dans ce mémoire consistait à évaluer la robustesse de la nouvelle technique d'estimation de torsion. Celle-ci a démontré que la nouvelle technique était robuste à l'égard des erreurs de reconstructions. Ceci nous a mené à conduire une étude clinique, évaluant la torsion géométrique avec la technique présentée, chez les patients atteints de déformations Lenke type 1. Cette première étude clinique nous a permis d'identifier deux sous-groupes basés sur les valeurs de torsion géométrique : une avec des valeurs hautes et une autre avec des valeurs basses. Par la suite, une étude pour évaluer la pertinence chirurgicale de ces nouveaux sous-groupes a été conduite. Celle-ci évaluait les résultats chirurgicaux des patients étant classifiés en préopératoire dans soit le groupe de torsion élevée ou basse. Une différence entre les deux groupes en termes de résultats chirurgicaux avait été détectée.

Nous verrons en premier lieu dans cette discussion, l'étude portant sur l'identification de nouveaux sous-groupes basés sur les valeurs de torsion géométrique. Dans un deuxième temps, nous examinerons la pertinence clinique de ces nouveaux sous-groupes basés sur la torsion géométrique. Finalement, la discussion conclura avec les limites méthodologiques présentées dans ce mémoire.

## 5.1 Classification

L'objectif du premier article clinique visait à démontrer qu'il existe des sous-groupes, basés sur une nouvelle méthode permettant d'obtenir la torsion géométrique, qui diffèrent de ceux présentés dans les modèles de classifications actuels. Cette étude s'inscrit dans la tendance actuelle de développer des descripteurs 3D de la scoliose et ultimement de proposer une classification 3D qui a une signification clinique.

La torsion géométrique avait déjà été étudiée dans la SIA et présentée comme un outil de classification par Poncet et al. L'étude présentée dans ce mémoire diffère de celui de Poncet et al. par son approche plus régionale dans l'estimation de la torsion. Cette technique permet d'obtenir une courbe qui est moins sensible par rapport aux erreurs de reconstructions, en pénalisant les données possédant un niveau d'erreurs plus élevé. Ceci résulte en une estimation qui est moins affectée par les erreurs locales, mais résulte aussi à un descripteur décrivant la déformation scoliotique plus globalement.

De plus, cette étude de torsion géométrique présente cet indice uniquement sous forme numérique. Le but de présenter la torsion sous forme numérique était de simplifier l'interprétation de cet indice pour le clinicien.

Les premiers résultats démontraient une augmentation de la valeur de torsion géométrique selon le modificateur lombaire de la classification Lenke. Le groupe de patients ayant été classifié Lenke type 1A ont les valeurs les plus faibles, tandis que les Lenke 1C ont la moyenne la plus élevée et les Lenke 1B avaient des valeurs entre ces deux groupes. Ce résultat initial était attendu, puisque les Lenke 1A démontrent une courbure lombaire moins significative que les 1C, et donc l'amplitude du changement de direction de la courbure serait aussi moins significative.



Par la suite, le résultat issu de l'algorithme de classification avait démontré deux groupes de patients; un groupe ayant une torsion élevée et une avec des valeurs de torsion faibles. Ces deux groupes avaient des différences statistiquement significatives au niveau du plan de déformation maximal en thoraco-lombaire. Ceci indique qu'il existe deux sous-groupes basés sur la torsion géométrique au sein des déformations Lenke type 1 en lien avec les plans de déformations maximales.

Nous avons aussi noté que les patients ayant des valeurs de torsion élevées possèdent des angulations entre les plans de déformations maximales thoracique et thoraco-lombaire plus élevées comparativement aux cas avec une torsion basse. Sachant que la torsion géométrique mesure l'amplitude du changement de direction de la colonne vertébrale, il n'est pas surprenant de constater que l'angle entre les plans de déformations thoracique et thoraco-lombaire a une amplitude plus élevée.

L'identification de ces deux sous-groupes basés sur la torsion géométrique nous a mené à se questionner par rapport à la signification clinique de ces deux sous-groupes. Plus spécifiquement, par rapport aux résultats chirurgicaux des patients issus de ces deux sous-groupes basés sur les valeurs de torsion géométrique. Notre hypothèse de travail était que les patients avec une valeur de torsion élevée avaient des résultats chirurgicaux moins satisfaisants en comparaison avec les patients possédant une valeur basse. Cette hypothèse était motivée par le fait qu'il y a possiblement un phénomène 3D dans la déformation scoliothique qui n'est pas bien évalué par les méthodes actuelles et qui pourrait contribuer aux résultats chirurgicaux moins satisfaisants.

## **5.2 Résultats chirurgicaux**

En comparant les résultats chirurgicaux provenant des deux sous-groupes identifiés dans le deuxième article, la pertinence clinique pourrait être déterminée. Sachant que le sous-groupe de torsion élevée avait des valeurs d'angulation du plan de déformation maximale en thoraco-lombaire plus grande que le groupe de torsion faible, l'hypothèse de travail était que les patients ayant des valeurs de torsion élevées auraient un résultat chirurgical moins favorable. Cette hypothèse était proposée car la déformation initiale chez les patients ayant des valeurs de torsion plus élevées serait plus importante comparativement au groupe de torsion faible.

Pour vérifier si les différences chirurgicales étaient significatives aux yeux de cliniciens, deux chirurgiens orthopédistes spécialisés aux pathologies de la colonne ont revu tous les résultats chirurgicaux. Le but étant d'avoir une appréciation globale du résultat chirurgical et de donner une signification aux différences dans les indices quantifiant la déformation scoliothique.

Les résultats de cette étude suggèrent une différence au niveau des résultats chirurgicaux entre les sous-groupes de torsion élevée et faible. Une différence avait été notée au niveau du plan de déformation maximale en thoraco-lombaire où les patients, ayant une valeur de torsion élevée en préopératoire, avaient des valeurs plus élevées en post-opératoire. De plus, les résultats de l'évaluation qualitative suggèrent qu'il y a potentiellement des résultats chirurgicaux moins favorables chez les patients ayant des valeurs de torsion élevées.

En préopératoire, le groupe de patients ayant des valeurs de torsion élevées avaient une déformation plus significative dans la courbure thoracique et avaient une orientation du plan de déformation maximale en thoraco-lombaire plus grande que le groupe de torsion faible. En post-opératoire, les valeurs d'angle de Cobb étaient similaires entre les deux groupes, mais les valeurs

d'orientation du plan de déformation maximale en thoraco-lombaire demeuraient toujours plus élevées chez les patients avec des valeurs de torsion élevées.

Sangole et al. [30] ont démontré que les plans de déformations maximales sont peu ou pas angulés par rapport au plan sagittal chez une personne ayant une colonne normale. Ils ont pu aussi déterminer à quoi une réussite chirurgicale devrait viser en termes de déformation des plans maximaux. Dans l'étude présente, les patients ayant des valeurs de torsion élevées ont aussi des valeurs plus élevées dans l'orientation des plans de déformations maximales en post-opératoire. Cela pourrait signifier que l'orientation des plans dévie plus significativement du plan sagittal normal en post-opératoire chez le groupe de torsion élevée comparativement au groupe de torsion faible. Donc, malgré des valeurs d'angle de Cobb similaires entre les deux groupes post-opératoires, les résultats suggèrent que les patients ayant une valeur de torsion élevée en préopératoire pourraient avoir des résultats chirurgicaux sous-optimaux comparés au groupe de torsion faible.

Face à ces résultats, la prochaine question était de se demander pourquoi il y a une différence dans les résultats chirurgicaux.

Selon la classification de Lenke, les patients ayant une courbure Lenke type 1A ou 1B nécessiteraient une arthrodèse au niveau de la courbure thoracique, sans fusionner la courbure lombaire compensatoire. De plus, les patients ayant une déformation Lenke type 3 ou 4, qui ont une courbure lombaire structurelle, ont une fusion de la courbure thoracique incluant la courbe lombaire. Il n'y a pas d'ambiguïté dans le plan chirurgical pour ces types de courbures. Cependant, l'ambiguïté survient chez les déformations Lenke 1C. Puisque la distinction entre

une courbure structurelle et compensatoire chez patients est parfois difficile à faire, d'où provient la difficulté dans le plan chirurgical.

Dans le contexte de cette étude, plusieurs hypothèses peuvent être émises pour répondre à cette question. Est-ce que ce serait possible que la torsion géométrique puisse aider à différencier les patients nécessitant un traitement chirurgical au niveau de la courbure lombaire surtout chez les patients Lenke 1C où la décision de l'extension de l'arthrodèse est plus difficile? Nos résultats indiquent que les patients ayant une torsion élevée est un groupe qui a une déformation plus significative que le groupe de torsion faible. En appliquant un traitement chirurgical similaire aux deux groupes, il est raisonnable de penser que les patients, qui avaient une déformation plus significative, auraient une déformation résiduelle plus significative aussi. Donc, un traitement chirurgical adapté au sous-groupe de torsion, dont l'identification n'était pas possible auparavant, pourrait améliorer les résultats chirurgicaux. Il est possible de suggérer dans ce contexte, que la torsion géométrique pourrait être un indice 3D qui complimente la classification Lenke dans la décision d'arthrodèse lombaire.

À l'inverse, les résultats chirurgicaux peuvent être considérés comme étant similaires puisqu'il n'y avait pas de différences post-opératoires au niveau des valeurs de l'angle de Cobb. Cependant, l'angle de Cobb est un indice 2D qui ne décrit pas entièrement la déformation scoliothique et par conséquent, il est difficile de confirmer que les résultats chirurgicaux sont optimaux. De plus, il est possible que les patients dans le groupe de torsion élevée aient été sur-correctés dans la courbure et a créé une déformation lombaire dû possiblement à l'effet de la torsion géométrique qui n'est pas tenu en compte. Mais ceci demeure une question ouverte.

Cette discussion par rapport aux valeurs numériques des différents indices étudiés soulignent l'importance d'une évaluation du résultat chirurgical par les cliniciens. L'objectif de l'évaluation qualitative était d'évaluer si les différences en termes d'indices se traduisaient aussi par une différence dans l'apparence globale du rachis dans les résultats post-opératoires des deux sous-groupes. Deux chirurgiens orthopédistes du CHU Sainte-Justine, qui ont une expertise en pathologies du rachis, ont chacun évalué les résultats. Le premier chirurgien notait des résultats chirurgicaux moins satisfaisants chez une plus grande proportion de patients ayant une haute torsion. Tandis que le deuxième chirurgien notait des résultats similaires entre les deux groupes de torsion. Il est donc difficile de tirer des conclusions claires dans ce contexte, mais on peut interpréter qu'il demeure toujours possible que les patients ayant une torsion élevée ont des résultats moins satisfaisants globalement.

La différence entre les évaluations des deux chirurgiens peut aussi être attendue puisque chaque chirurgien a ses propres objectifs opératoires. Les travaux de Madjouline et al.[27] ainsi qu'Aubin et al.[35] ont démontré que chaque chirurgien porte une importance différente sur certains paramètres opératoires dans la SIA. Par conséquent, les opinions sur les résultats chirurgicaux vont être différentes si l'importance placées sur certains objectifs est différent entre les chirurgiens. Ceci est mis en exemple quand on remarque que peu importe le groupe de torsion, le premier chirurgien a plus de cas insatisfaisant.

### **5.3 Limites**

Une des limites de cette étude est que la population et les résultats proviennent d'un seul centre. Il faudra que les résultats soient confirmés par un groupe de chercheurs indépendant. Donc, les résultats devraient être considérés comme préliminaires en attente de validation.

La distribution de la population étudiée chez les Lenke 1 est aussi une limite de l'étude. La cohorte étudiée contient majoritairement des patients ayant une déformation Lenke 1A et ayant peu de Lenke 1B ou 1C. En lumière de cette constatation, les résultats de sous-classification des Lenke 1, en torsion élevée ou faible, est plus représentatif chez des patients ayant une déformation Lenke 1A. Néanmoins, on retrouve chez les Lenke 1B ou 1C des patients ayant des torsions faibles et hautes. Une étude ayant une population plus comparable entre les 3 groupes pourrait résoudre cette question.

Malgré le fait que la méthode de paramétrisation par approximation des longueurs d'arc est plus robuste face aux erreurs de reconstructions, elle ne rectifie pas ces erreurs. Le modèle décrit dans ce mémoire réduit les effets d'une reconstruction 3D imparfaite en pénalisant les données ayant plus d'erreurs dans le processus de modélisation de la courbure. Par conséquent, l'estimation de la torsion géométrique contient un certain degré d'erreur dû au fait que la méthode présentée est incapable d'éliminer et de corriger complètement les erreurs issues de la reconstruction 3D. De plus, la méthodologie actuelle ne permet pas d'évaluer l'impact de ces erreurs résiduelles sur la valeur numérique représentant la torsion géométrique. Cependant, la méthodologie actuelle pourrait être améliorée par des reconstructions 3D du rachis contenant moins d'erreurs.

Il est aussi difficile de quantifier l'effet des erreurs de reconstructions sur les valeurs estimées de torsion géométrique. Ceci car les valeurs réelles de torsion géométrique sont difficiles à obtenir puisque tous les méthodes de modélisation de courbe ne permettent pas d'éliminer complètement les erreurs issues de reconstructions. Mais, en étudiant des patients sans déformations qui ont peu ou pas de torsion et en évaluant la méthode d'estimation présentée sous différents niveaux d'erreurs, les valeurs de torsion issues de cette méthode sont fiables[32, Article #1]. Donc,

l'interprétation de la torsion géométrique devrait se centrer sur l'amplitude des valeurs obtenues ainsi que de la différence entre ceux-ci et les moyennes présentées dans ce mémoire.

L'interprétation de la torsion centrée sur l'amplitude des valeurs en rapport aux moyennes présentée est soulignée par la difficulté à conceptualiser la différence dans la déformation scoliothique entre deux patients ayant des valeurs de torsion différentes.

De plus, le concept de torsion géométrique n'est pas une unité de mesure simple et pourrait être une barrière qui limite son utilisation auprès des cliniciens. Par exemple, l'unité de mesure de la torsion géométrique le mm-1, n'est pas intuitive. Donc, la question si les cliniciens vont accepter d'utiliser cette mesure est à voir.

Cependant, cette étude présente des points qui pourront faciliter les cliniciens dans l'utilisation de cet indice 3D. Premièrement, l'étude présente la torsion géométrique comme un indice quantitatif ayant une valeur numérique pour représenter le phénomène. Ceci est une amélioration en comparaison aux descripteurs qualitatifs. De plus, en ayant deux sous-groupes de torsion, ceci facilite la classification des patients dans soit le sous-groupe de torsion élevée ou basse puisqu'elle limite la quantité de sous-groupes possibles.

Une limite dans la méthode présentée d'estimation de la torsion est que les valeurs sont influencées par les repères anatomiques. Malgré qu'un logiciel ait pu identifier automatiquement les vertèbres apicales et neutres, il y avait des instances où la localisation des repères n'était pas précise. Un observateur devait donc vérifier chaque repère dans l'étude.

Par rapport aux résultats chirurgicaux, seulement deux chirurgiens ont participé dans l'étude et par conséquent, des conclusions claires issues de leurs évaluations sont difficiles à obtenir si les opinions diffèrent. Il aurait fallu avoir un nombre impair de chirurgiens pour avoir une meilleure

conclusion de l'évaluation subjective. Par ailleurs, il faudra avoir des critères plus spécifiques et quantitatifs dans les évaluations faites par les chirurgiens.



## Chapitre 6 : Conclusion

Ce mémoire présente un nouveau modèle pour estimer la torsion géométrique. En employant une méthode basée sur l'estimation de longueurs d'arcs locaux, prenant une approche plus globale dans l'estimation, les valeurs obtenues sont plus robustes face aux erreurs de reconstructions. De plus, celle-ci présente cette mesure 3D comme outil quantitatif pour décrire la déformation en SIA.

Deux sous-groupes basés sur la torsion géométrique ont été identifiés chez les patients ayant une déformation Lenke type 1. Cependant, les résultats devraient être considérés comme préliminaires puisque la méthode a seulement été évaluée dans un seul centre. Donc, les résultats devront être validés par une équipe de chercheurs indépendants.

Des différences au niveau des résultats chirurgicaux entre les deux sous-groupes basés sur la torsion géométrique ont été notées. Les différences modestes ont surtout été notées au niveau des plans de déformations maximales en thoraco-lombaire où les patients, ayant une haute torsion en préopératoire, ont des valeurs plus élevées en post-opératoire. L'évaluation qualitative fait par les chirurgiens nous suggèrent qu'il y a potentiellement des résultats moins satisfaisant chez les patients ayant des torsions élevées en pré-opératoire, mais cette observation nécessiterait une étude plus approfondie.

Des études pourraient évaluer cette méthode de mesure indépendamment de la classification Lenke pour évaluer si les mêmes sous-groupes existent. Les études futures devront aussi étudier une cohorte plus grand afin d'avoir des groupes plus comparables pour étudier. Une autre avenue potentielle d'étude pourra évaluer si la torsion géométrique peut être un paramètre prédictif de la

progression de la déformation chez les patients atteints de la SIA. De plus, une étude de la torsion géométrique chez tous les patients atteints de la SIA pourrait être effectuée dans le futur.

La question de l'impact des erreurs de reconstructions 3D du rachis, qui ne sont pas complètement rectifiées sur les valeurs numériques de torsion, devra aussi être résolue dans un temps futur.

Cette étude ajoute dans la tendance actuelle de développer des nouveaux paramètres 3D pour décrire la scoliose. Ceci dans le but ultime de développer une classification cliniquement pertinente afin d'améliorer les décisions chirurgicales et améliorer les soins aux patients. Ultiment, cet indice présenté dans ce mémoire visera à aider le chirurgien dans la planification chirurgicale des patients atteints de la SIA.

## Bibliographie

1. Adams W. Lectures on the pathology and treatment of lateral and other forms of curvature of the spine. Churchill & Sons, Londres, 1865, p. 334.
2. Deacon P, Flood BM, Dickson RA. Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. *J Bone Joint Surg Br* 1984; 66:509-512.
3. Weinstein SL. Natural History. *Spine* 1999; 24:2592-2600.
4. Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, Danielsson A, Morcuende JA. Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Lancet* 2008; 3;371 :15272-1537.
5. Konieczny MR, Senyurt H, Krauspe R. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. *J Child Orthop*. 2013 7:3-9.
6. Weinstein SL, Zavala DC, Ponseti IV. Idiopathic scoliosis: Long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg* 1981;63:702–12.
7. Hresko MT. Clinical Practice. Idiopathic Scoliosis in Adolescents. *N Engl J Med* 2013; 368:834-841.
8. Bunnell WP. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66:1381-1387.
9. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg Instruct Lect* 5:261-275, 1948.
10. Stokes IA, Aronson DD, Ronchetti PJ et al. Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better. *J Spinal Disord* 1993; 6:333-338.
11. Stokes I. Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3D Terminology of Spinal Deformity. *Spine* 1994;19:236-48.

12. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull Acad Natl Med* 2005;189:287–97.
13. Kadoury S, Cheriet F, Labelle H. Personalized x-ray 3-D reconstruction of the scoliotic spine from hybrid statistical and image-based models. *IEEE Trans Med Imaging* 2009;28:1422-35.
14. Cheriet F, Laporte C, Kadoury S, et al. A novel system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007;54:1356-8.
15. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, et al. Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:989-98.
16. Labelle H, Aubin CE, Jackson R, et al. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatric Orthop* 2011;31:S37-45.
17. Dansereau J, Stokes IA. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *J Biomech* 1988; 21: 893-901.
18. Marzan GT. Rational design for close-range photogrammetry. Ph.D. dissertation, Dep. Civil Engineering., Univ. Illinois, Urbana-Champaign, USA.
19. Graf H, Hecquet J, Dubousset J. Approche tridimensionnelle des déformations rachidiennes: Application à l'étude du pronostic des scolioses infantiles. *Rev Chir Orthop* 1983; 69 : 407-416.
20. Perdriolle R, Vidal J. Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. *Spine* 1985; 10: 785–91.

21. Asher MA, Cook LT. The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities: a cross-sectional study of 181 patients. *Spine* 1995;20:1386–91.
22. Aubin CE, Lobeau D, Labelle H, et al. Planes of maximum deformity in the scoliotic spine. In: Stokes IAF, ed. *Research into Spinal Deformities*. Amsterdam, The Netherlands: IOS Press; 1999; 45–48.
23. Illés T, Tunyogi-Csapó M, Somoskeöy S. Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *Eur Spine J* 2011;20:135-43.
24. Somoskeöy S, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, et al. Clinical validation of coronal and sagittal spinal curve measurements based on three-dimensional vertebra vector parameters. *Spine* 2012;12;960-8.
25. Illés T, Somoskeöy S. Comparison of scoliosis measurements based on three-dimensional vertebra vectors and conventional two-dimensional measurements: advantages in evaluation of prognosis and surgical results. *Eur Spine J* 2013;22:1255-63.
26. Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine* 1999; 24: 2607-2616.
27. Madjoulie Y, Aubin CE, Robitaille M, et al. Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2007;27 :775-81
28. King HA, Moe JH, Bradford DS, et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:1302-13.
29. Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1169-81.

30. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H et al. Three-Dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 2009;34:91-9.
31. Poncet P, Dansereau J, Labelle H. Geometric torsion in idiopathic Scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine* 2001; 26: 2235-43.
32. Lewiner T, Gomes Jr. JD, Lopes H et al. Curvature and torsion estimators based on parametric curve fitting. *Computer and Graphics* 2005;29:641-55.
33. Duong L, Cheriet F, Labelle H. Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine* 2006;31:923-30.
34. Duong L, Mac-Thiong JM, Cheriet F, et al. Three-dimensional subclassification of Lenke type 1 scoliotic curves. *J Spinal Disord Tech* 2009;22:135-43.
35. Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2007;16(1):57-64.
36. McNeice G, Korseka J, Raso J. Spatial description of the spine in scoliosis. *Advance in Engineering. ASME Winter Annual Meeting*. Houston. 1975, 76-86.
37. Guingand M. Modélisation spatiale de la colonne vertébrale humaine in vivo à partir de deux de ses radiographies : application à la scoliose. Thèse de Docteur Ingénieur, École Central de Lyon, France.
38. Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*.1987; 5:102-113.
39. Brown RH, Bursyein AH, Nash CL et al. Spinal analysis using a three-dimensional radiographs technique. *Journal of Biomechanics*. 1976;9:355-365.
40. De Smet A, Tarlton MA, Cok LT, Fritz SL, Dwyer SJ II. A radiographic method for three-dimensional analysi of spinal configuration. *Radiology* 1980;137 :343-8.

41. Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, de Guise JA. Morphometric evaluations of personalised 3-D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput.* 1997;35:611-18.
42. Kadoury S, Cheriet F, Laporte C, et al. A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Med Biol Eng Comput.* 2007;45:591–602.
43. Deschênes, S., Charron, G., Beaudoin et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine.* 2010;35: 989–994.
44. Kreysig E. Advanced Engineering in Mathematics, Tenth Edition, John Wiley & Sons ed., New York, 2011, Chap. 9, 381-392.
45. Weinstein SL, Dolan LA, Wright JG et al. Effects of Bracing in Adolescents with Idiopathic Scoliosis. *N Engl J Med.* 2013; 269(16):1512-1521.
46. Lenke LG, Bridwell KH, O'Brien MF et al. Recognition and treatment of the proximal thoracic curve in adolescent idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine.* 1994;19(14):1589-97.
47. Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C et al. Preventing decompensation in King type 2 curves treated with Cotrel-Dubousset instrumentation, *Spine.* 1991;17:S274-281.
48. Mason DE, Carango P. Spinal decompensation in Cotrel-Dubousset instrumentation, *Spine.* 1991;16:8; S394-S403.
49. Newton PO, Faro FD, Lenke LG et al. Factors Involved in the Decision to Perform a Selective *Versus* Nonselective Fusion of Lenke 1B and 1C (King-Moe II) Curves in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine.* 2003; 28(20S): S217–S223.

50. Gray, H. Anatomy of the Human Body. 20ème édition, édité par Warren H. Lewis, Lea & Febiger, Philadelphia, 1918, 1396 pages.