

Université de Montréal

Scoliose idiopathique de l'adolescence : relations entre la morphologie pelvienne, l'attitude posturale et l'équilibre orthostatique selon différentes sévérités

par

Marlène Beaulieu

Département de kinésiologie

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures et postdoctorales
en vue de l'obtention du grade de Ph. D.
en sciences de l'activité physique

Août 2011

© Marlène Beaulieu, 2011

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée :

Scoliose idiopathique de l'adolescence : relations entre la morphologie pelvienne, l'attitude posturale et l'équilibre orthostatique selon différentes sévérités

Présentée par :
Marlène Beaulieu

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

François Prince
Président rapporteur

Paul Allard
Directeur de recherche

Pierre A. Mathieu
Co-directeur de recherche

Mickael Begon
Membre du jury interne

Patrick Lacouture
Membre du jury externe

RÉSUMÉ

Des anomalies dans la morphologie pelvienne, la posture du tronc et le contrôle de l'équilibre de jeunes filles atteintes de scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) ont souvent été l'objet d'études. Rares sont celles ayant distingué ces troubles en fonction de la sévérité de la déformation vertébrale. De plus, aucune n'a évalué à l'intérieur d'une même étude l'orientation et la distorsion pelvienne, l'asymétrie posturale et l'instabilité en position debout de sujets SIA. Une telle étude permettrait de comprendre le développement de la maladie et de mettre en évidence des facteurs de risque aidant au pronostic. L'objectif général de cette thèse est d'identifier des facteurs biomécaniques associés à la croissance osseuse, la posture et l'équilibre distinguant une SIA modérée d'une sévère.

Les positions 3D de 14 repères prises sur 46 filles ayant une SIA droite (modérée et sévère) et 28 sujets témoins ont été captées pour quantifier la morphologie pelvienne et la posture. Un maintien en position debout de 64 s sur une plate-forme de force a aussi été enregistré afin d'évaluer leur équilibre. Les paramètres retenus sont les angles d'orientation pelvienne et du tronc; les distances entre la crête iliaque et S1 mesurant la distorsion pelvienne; la moyenne, l'amplitude et la vitesse du centre de pression (COP) en médiolatéral (ML) et antéropostérieur ainsi que la moyenne et l'amplitude du moment libre. Les différences entre les trois groupes (témoin, SIA modérée et SIA sévère) sont testées par des ANOVA et les relations entre l'angle de Cobb et les paramètres pelviens, posturaux ou d'équilibre, par des coefficients de corrélations. De plus, des régressions multiples exprimant l'angle de Cobb sont effectuées avec les paramètres pelviens, posturaux et d'équilibre afin de déterminer la classe de paramètres prédisant le mieux l'angle de Cobb.

Aucune ANOVA n'est significative pour l'orientation pelvienne, bien que des différences de géométrie pelvienne soient notées entre les deux groupes de sujets SIA. Les SIA modérées ont un pelvis gauche moins profond que les SIA sévères et les sujets témoins, tandis que les SIA sévères ont un pelvis droit plus large d'environ 1,5 cm que celui des SIA modérées. Un coefficient de corrélation de -0,54 associe une rotation pelvienne droite à l'augmentation de la largeur de la crête iliaque. Au niveau postural, les SIA sévères démontrent des inclinaisons latérales et antérieures du tronc ainsi qu'une rotation axiale du haut du corps plus marquées que les SIA modérées. Les corrélations entre les paramètres posturaux, l'angle de Cobb et la morphologie pelvienne indiquent que l'attitude posturale est associée à la distorsion pelvienne dans tous les plans anatomiques, tandis qu'elle ne l'est que dans les plans sagittal et horizontal à l'angle de Cobb. Les différences retrouvées entre les deux groupes SIA concernant les troubles d'équilibre résultent en une augmentation de l'amplitude et de la vitesse du COP_{ML}. Une régression multiple de 0,896 est observée par l'emploi des paramètres pelviens, posturaux et d'équilibre, bien que ceux se rapportant à la distorsion pelvienne soient les mieux corrélés à l'angle de Cobb.

Cette thèse permet de distinguer la morphologie pelvienne de sujets SIA sévères des modérées, soulignant la détection d'une anomalie de croissance avant que l'angle de Cobb ne soit élevé. Bien que les indices de croissance pelvienne soient davantage corrélés à ce dernier, c'est en considérant globalement la morphologie pelvienne, la posture et l'équilibre qu'une détermination précise de la sévérité d'une scoliose est réalisée. La mise en évidence de tels facteurs de prédiction de la SIA peut faciliter le pronostic d'une courbure.

MOTS CLÉS : Scoliose, morphologie pelvienne, posture, équilibre, sévérité de courbure.

ABSTRACT

The effect of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) on pelvis morphology, body posture and standing balance in young girls has been studied many times. However, only few studies have distinguished the effect associated with moderate AIS from a severe one. Moreover, no one ever assessed within one investigation pelvis orientation and distortions, postural asymmetry and standing imbalance in AIS subjects. This would help understanding the evolution of the disease and to shed light on risk factors that would facilitate the prognostic. The aim of this thesis is to identify biomechanical factors related to bone growth, posture and balance which can distinguish a moderate AIS from a severe one.

The 3D coordinates position of 14 body landmarks taken on 46 young girls with right AIS (moderate and severe) curvature and 28 control subjects is captured to quantify pelvis morphology and body posture. An upright standing is recorded during 64 s on a force plate to assess standing balance. From these data, the following parameters are calculated: orientation angle in all 3 planes for pelvis and trunk; distances between S1 and iliac crest to evaluate pelvis distortion; mean position, range and velocity of the center of pressure (COP) in mediolateral (ML) and anteroposterior axis and mean and range of the free moment. Differences between groups (control, AIS moderate and AIS severe) are tested by ANOVA and relationship between Cobb angle and pelvis, postural and balance parameters are calculated by correlation coefficients. Multiple regressions expressing Cobb angle by pelvis, postural and balance parameters are also carried out to determine which class of parameters is able to predict more effectively the Cobb angle's curvature.

No significant ANOVA is found for pelvis orientation, even though differences in pelvis geometry are noticed between the two groups of AIS subjects. Moderate AIS have a left pelvis with a depth less than severe AIS, whereas AIS severe have a larger right pelvis of 1,5 cm than moderate AIS. A correlation coefficient of -0,54 relates a right pelvis rotation to an increase in iliac crest's width. About postural asymmetries, severe AIS shows lateral and anterior trunk bending and an axial rotation in the upper level of the trunk that are more pronounced compared to moderate AIS. Correlations between postural parameters, Cobb angle and pelvis morphology indicate a relationship between posture and pelvis distortion in all three planes, but only in the sagittal and horizontal plane between posture and Cobb angle. Differences in standing balance between the two groups of AIS show an increase in COP_{ML} range and velocity. A multiple regression of 0,896 is found for the Cobb angle using pelvis, postural and balance parameters. Parameters related to pelvis distortion correlate the most with Cobb angle (0,70).

This thesis was able to differentiate severe AIS pelvis morphology from those of the moderate one. Pelvis morphology allows detecting a growth abnormality before the Cobb angle becomes high. Even if pelvis growth is more correlated to the Cobb angle, considering globally pelvis morphology, posture and standing balance will allow determining precisely the severity of AIS. Shedding light on such factors during the evolution of the disease helps an AIS curvature prognosis.

KEY WORDS: Scoliosis, pelvis morphology, posture, standing balance, severity of curvature.

TABLES DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	III
ABSTRACT.....	V
TABLES DES MATIÈRES.....	VII
Liste des tableaux.....	IX
Liste des figures.....	XI
Liste des abréviations.....	XIV
REMERCIEMENTS.....	XVII
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION.....	1
1.1 DESCRIPTION DE L'ALIGNEMENT VERTÉBRAL DE LA SIA.....	3
1.2 PRÉVALENCE ET FACTEURS ASSOCIÉS À L'ÉVOLUTION DE LA SIA.....	6
1.3 FACTEURS ÉTIOLOGIQUES DE LA SIA.....	9
1.4 MORPHOLOGIE PELVIENNE, POSTURE ET ÉQUILIBRE DES SIA.....	13
CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE.....	17
2.1. LA CEINTURE PELVIENNE ET LA SIA.....	17
2.2 MODIFICATION POSTURALE ASSOCIÉE À LA SIA.....	28
2.3 ÉQUILIBRE POSTURAL ET LA SIA.....	36
2.4 PRÉDICTION DE L'ANGLE DE COBB.....	43
EN RÉSUMÉ.....	48
CHAPITRE 3 : MÉTHODE.....	49
3.1 PARTICIPANTS.....	49
3.2 PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL.....	51
3.2.1 <i>Mesure de la morphologie pelvienne et de la posture</i>	52
3.2.3 <i>Mesure du contrôle de l'équilibre</i>	56
3.3 PARAMÈTRES CALCULÉS.....	57
3.3.1 <i>Caractérisation de la morphologie pelvienne</i>	57
3.3.2 <i>Évaluation posturale</i>	60

3.3.3 <i>Quantification du contrôle postural</i>	62
3.4 ANALYSES STATISTIQUES	65
3.4.1 <i>Différences intergroupes : morphologie pelvienne, posture et équilibre</i>	65
3.4.2 <i>Relations simples avec l'angle de Cobb, la morphologie pelvienne et la posture</i>	66
3.4.3 <i>Régressions multiples exprimant l'angle de Cobb</i>	68
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS.....	69
4.1 ORIENTATION ET DISTORSION PELVIENNES	69
4.2 INCLINAISONS ET ROTATIONS AXIALES DU TRONC	78
4.3 ÉQUILIBRE POSTURAL	86
4.4 ANGLE DE COBB ET RÉGRESSIONS MULTIPLES	97
CHAPITRE 5 : DISCUSSION.....	102
5.1 GÉOMÉTRIE ET ORIENTATION PELVIENNES : LIEN AVEC LA SÉVÉRITÉ DE LA SIA	103
5.2 ATTITUDE POSTURALE ET ASSOCIATION AVEC LA SÉVÉRITÉ DE LA SIA	114
5.3 ÉQUILIBRE POSTURAL	122
5.4 PRÉDICTION DE L'ANGLE DE COBB ET APPLICATIONS CLINIQUES	129
5.6 LIMITES DE L'ÉTUDE	133
5.7 RECHERCHES FUTURES.....	135
CHAPITRE 6 : CONCLUSION	137
RÉFÉRENCES.....	140

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Valeur moyenne et écart type pour l'âge, la taille et la masse des groupes de sujets témoins, SIA modérée et sévère ainsi que le nombre de sujets pour chacun de ces groupes. L'angle de Cobb et son amplitude sont indiqués pour les groupes de sujets SIA.	51
Tableau 4.1 : Moyennes et écarts-types des distances ML, AP et verticales entre S1 et EIAS, EIPS, ESCI et ELCI droites et gauches des groupes de sujets témoins, SIA modérées et SIA sévères (* marque une différence significative entre le groupe SIA modérée et SIA sévère; • indique une différence significative entre SIA sévère et témoins; † indique une différence significative entre le groupe SIA modérée et témoins/SIA sévère).	74
Tableau 4.2 : Coefficients de corrélations de Pearson entre la rotation pelvienne dans le plan transverse et les distances en ML et en AP pour les marqueurs de la crête iliaque. L'astérisque (*) indique une corrélation significative.	76
Tableau 4.3 : Coefficients de corrélations de Pearson entre l'angle de Cobb et les paramètres de distorsion pelvienne dans l'axe ML, AP et vertical pour les deux groupes SIA confondus. L'astérisque (*) indique une corrélation significative.	77
Tableau 4.4 : Coefficients de corrélations retrouvés entre l'angle de Cobb et les différents angles d'inclinaisons (frontales ou sagittales) et d'orientation du tronc pour les groupes SIA (modérées et sévères confondues), et coefficients de Spearman des sujets avec SIA modérée et sévère selon les niveaux de marqueurs.	84
Tableau 4.5 : Coefficients de corrélations obtenus entre les distances ML et AP de la crête iliaque à et les angles d'inclinaison sagittale ou d'orientation axiale du tronc pour le groupe SIA, incluant les modérées et les sévères; * indique une corrélation significative ($p < 0,05$).	85

- Tableau 4.6 :** Corrélations de Pearson entre l'angle de Cobb et les paramètres du COP et du T_Z pour tous les sujets avec SIA (SIA total) et corrélations de Spearman entre ces mêmes paramètres pour les sujets avec SIA modérée et SIA sévère. * indique un coefficient de corrélation significatif. **91**
- Tableau 4.7 :** Corrélations de Pearson entre les distances de la ceinture pelvienne et les paramètres de l'équilibre pour tous les sujets avec SIA (modérée et sévère). * indique un coefficient de corrélation significatif. **93**
- Tableau 4.8 :** Corrélations de Pearson entre les paramètres de la posture et ceux du COP et du T_Z pour tous les sujets avec SIA. * indique un coefficient de corrélation significatif. **94**
- Tableau 4.9 :** Corrélations de Spearman entre les paramètres de la posture et ceux du COP et du T_Z pour les sujets avec **A)** SIA modérée et **B)** SIA sévère. L'astérisque (*) indique un $p < 0,05$. **95**
- Tableau 4.10 :** Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres pelviens, posturaux et d'équilibre chez les sujets SIA. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentées. L'astérisque (*) indique l'ajout significatif de paramètres. **99**
- Tableau 4.11 :** Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres pelviens. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentés. L'astérisque (*) indique un degré de signification avec une valeur de $p < 0,05$. **100**
- Tableau 4.12 :** Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres posturaux. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentés. L'astérisque (*) indique un degré de signification avec une valeur de $p < 0,05$. **101**
- Tableau 4.13 :** Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres posturaux. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentés. * indique un degré de signification avec une valeur de $p < 0,05$. **101**

LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1 :** Schéma d'une colonne vertébrale illustrant la méthode de calcul de l'angle de Cobb d'une scoliose fictive de 45°. Les vertèbres grises représentent les vertèbres limitant la courbure, tandis que celle en noir illustre l'apex de la scoliose (Cobb, 1948) **4**
- Figure 1.2 :** Cartilage triradié de l'hémipelvis droit, représenté par la ligne pointillée. **14**
- Figure 2.1 :** Vue latérale droite de la ceinture pelvienne illustrant les angles correspondant à la pente sacrée (bleu), à la bascule pelvienne (rouge) et à l'incidence pelvienne (violet). **20**
- Figure 2.2 :** Radiographie postéro-antérieure sur laquelle les largeurs des crêtes iliaques gauches et droites sont mesurées afin de déterminer la rotation axiale pelvienne. **B)** Schéma de la rotation axiale d'une scoliose thoracique droite dont l'apex, à T8, et la ceinture pelvienne sont tournés dans le sens anti-horaire (C), tandis que les apex des courbes compensatoires (T4 et L2) sont dirigés dans le sens antihoraire (CC). Illustrations adaptées de Gum et al. (2007). **25**
- Figure 2.3 :** Scoliomètre quantifiant en degré (°) la rotation vertébrale associée à la courbure d'une SIA en vue postérieure. Image adaptée de Bunnell (1984). **30**
- Figure 2.4 :** Schéma représentant la trajectoire du COP captée par une plateforme de force. Dans l'encadré sont illustrés des paramètres pouvant être calculés à partir de cette trajectoire. **38**
- Figure 2.5 :** Méthode de classification en deux étapes par le SVM dans le but ultime de proposer une recommandation dans le traitement de la SIA. Adaptée de Ramirez et al. (2006). **46**
- Figure 3.1 :** Gabarit utilisé pour la standardisation de la position des pieds lors de la prise des données posturales en position debout. **52**

- Figure 3.2 :** Schémas de la ceinture pelvienne indiquant le marqueur S1 (origine, en noir) et ceux de la crête iliaque, EIAS, EIPS, ESCI et ELCI (en rouge) dans les plans **A)** transverse (vue de haut), **B)** frontal (vue postérieure) et **C)** sagittal (vue latérale droite). **54**
- Figure 3.3 :** Schémas de la colonne vertébrale et de la ceinture scapulaire indiquant le marqueur S1 (origine, en noir), l'apophyse épineuse de C7, les acromions et les pointes inférieures des scapulas en vue dorsale. **55**
- Figure 3.4 :** Schémas de la ceinture pelvienne indiquant le marqueur S1 (point noir), les repères de la crête iliaque (points rouge) et les angles d'inclinaisons qu'ils forment dans les plans **A)** horizontal, **B)** frontal et **C)** sagittal en fonction de l'horizontale (lignes noires). **59**
- Figure 3.5 :** Schémas de la colonne vertébrale et de la ceinture scapulaire dans le plan sagittal indiquant les trois angles d'inclinaison sagittale par rapport à la ligne verticale (pointillée) en fonction de S1 (origine, en noir) pour l'apophyse épineuse de C7, les acromions et les pointes inférieures des scapulas (en rouge) en vue latérale gauche. **61**
- Figure 3.6 :** Schémas du corps représentant la rotation axiale de tronc, dans le plan horizontal, calculée à partir des angles formés par l'axe ML (ligne pointillée noire) et la droite (en rouge) reliant les marqueurs acromiaux droit et gauche et scapulaires droit et gauche (en rouge). **62**
- Figure 4.1 :** Moyennes et écarts-types des angles des EIAS, EIPS, ESCI et ELCI pour le plan **A)** frontal, **B)** le sagittal et **C)** l'horizontal chez les groupes de sujets témoins (en bleu), SIA modérée (en rouge) et SIA sévère (en vert). Des angles positifs dans le plan transverse indiquent une inclinaison vers la droite, vers l'avant et une rotation vers la gauche respectivement. **71**
- Figure 4.2 :** Schémas représentant les différences significatives dans les trois plans de la ceinture pelvienne (vue antérieure) pour les distances entre les repères iliaques et S1 entre les groupes **A)** témoin (en beige) et SIA modérée (en vert), **B)** témoin et SIA sévère (en bleu) et **C)** SIA modérée et sévère. **75**

- Figure 4.3 :** Angles d'inclinaison **A)** frontale et **B)** sagittale en fonction de C7, des acromions et des pointes inférieures des scapulas et **C)** orientation transverse selon le niveau acromial, scapulaire ou pelvien (EIPS), chez les sujets témoins (bleu), SIA modéré (rouge) et SIA sévère (vert). **80**
- Figure 4.4 :** Position moyenne et écart-type du COP en ML et en AP chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modéré (en rouge) et avec SIA sévère (en vert). **87**
- Figure 4.5 :** Amplitudes du COP en ML et en AP chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modérée (en rouge) et avec SIA sévère (en vert). **88**
- Figure 4.6 :** Vitesses du COP en ML et en AP chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modérée (en rouge) et avec SIA sévère (en vert). **89**
- Figure 4.7 :** Moyenne, amplitude et RMS du T_z chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modérée (en rouge) et avec SIA sévère (en vert). **90**
- Figure 4.8 :** Coefficients de corrélations de Pearson, mis en valeurs absolues, retrouvées entre l'angle de Cobb et les paramètres pelviens pour les sujets avec SIA (modérée et sévère). **98**

LISTE DES ABRÉVIATIONS

3D	Tridimensionnel(le)
al.	Collaborateurs
ANOVA	Analyse de variances
AP	Antéropostérieur
cm	Centimètre
C7	Septième vertèbre cervicale
COM	Centre de masse
COP	Centre de pression
ETAS	Épine iliaque antéro-supérieure
EIPS	Épine iliaque postéro-supérieure
ELCI	Extrémité latérale de la crête iliaque
EMG	Électromyographie
ESCI	Extrémité supérieure de la crête iliaque
É.U.	États-Unis
F	Force
Hz	Hertz
I	Inertie
k	Rayon de giration
kg	Kilogramme
m	Mètre
M	Masse

MA	Massachusetts
ML	Médio-latéral
mm	Millimètre
M_z	Moment vertical
Nm	Newton \times mètre
R	Coefficient de corrélation (Pearson)
R^2	Coefficient de détermination
RMS	« Root mean square », erreur quadratique moyenne
ROC	« Receiver operating characteristics »
RS	Coefficient de Spearman
s	Seconde
S1	Première vertèbre sacrée
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescence
SNC	Système nerveux central
SVM	« Support vector machine »
VT	Vermont
T1	Première vertèbre thoracique
T7	Septième vertèbre thoracique
T10	Dixième vertèbre thoracique
T12	Douzième vertèbre thoracique
T_z	Moment libre

« On ne tombe jamais que du côté où l'on penche »

François Guizot

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de thèse, Paul Allard, qui, tout au long de l'élaboration et de la réalisation de ce projet, a su me faire conserver le cap vers la réussite. Sa rigueur, sa passion pour la biomécanique, sa présence et son respect envers ses étudiants font de lui un excellent mentor. Si je termine enfin cette thèse, c'est d'abord grâce à son soutien qui, depuis bien avant le début de ce doctorat, n'a jamais fait défaut. Merci d'avoir cru en moi.

Je voudrais ensuite souligner l'apport d'autres professeurs et médecins qui ont contribué à mon développement académique et professionnel : Dr Pierre A. Mathieu et Dr Charles-Hilaire Rivard. Leur expertise et leur expérience m'ont permis d'élargir mes horizons de chercheur à des domaines nouveaux pour moi. Merci donc pour votre précieux temps.

Je dois enfin une fière chandelle à ma famille et mes amis, tout particulièrement à mon conjoint, Stéphane Fortin, à ma mère et mes « grand' folles », qui m'ont encouragé et réconforté, et ce, à travers toute la gamme d'émotions vécues durant le cheminement de ce doctorat. Merci d'avoir été là pour moi, bien que je n'aie pas eu beaucoup de temps pour vous.

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

La scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale due à des modifications dans l'alignement des vertèbres et une déformation de la cage thoracique (Stokes et al., 1989). De plus, des perturbations de croissance et des asymétries au niveau des membres supérieurs et du bassin ont été observées chez les sujets présentant une SIA. Des facteurs génétiques, biomécaniques, neurologiques, hormonaux et physiologiques ont été suggérés comme étant à l'origine de sa pathogenèse (Wang et al., 2011). Mais encore comme il y a quelques années (Soucacos et al., 1998), l'étiologie de la SIA demeure inconnue et l'évolution de la maladie est imprévisible.

L'évolution d'une SIA varie d'un individu à l'autre, tant par sa sévérité que par sa forme. Le degré de sévérité est évalué à partir d'une prise radiographique postéro-antérieure, pour laquelle l'inclinaison latérale maximale de la colonne vertébrale dans le plan frontal est mesurée au moyen d'un paramètre nommé l'angle de Cobb (Cobb, 1948). Plus cet angle est important, plus la sévérité de la SIA l'est également. Un suivi clinique visant à observer l'évolution de la sévérité de la courbure devient alors nécessaire afin de déterminer la nécessité d'un traitement, car ce ne sont pas toutes les SIA qui se doivent d'être traitées. En effet, le devenir d'une SIA peut prendre quatre avenues possible lorsqu'elle n'est pas traitée (Soucacos et al., 1998): 1) progresser, signifiant qu'elle augmente en sévérité (14,7 %), 2) demeurer stable ou démontrer moins de 5° de changement (48,4 %), 3) réduire en sévérité (27,4 %) et 4) se résoudre par elle-même (9,5 %). Compte tenu de ces possibilités, il

devient problématique pour le clinicien de faire un pronostic ou de proposer un traitement pour une courbe donnée.

Toutefois, certains facteurs ont été mis de l'avant afin de distinguer les SIA les plus à risque de progresser. Ceux-ci comprennent entre autres l'âge chronologique, l'âge osseux, la puberté et l'angle de Cobb au moment du diagnostic. Bien que ces variables cliniques ou radiologiques soient pertinentes à l'évaluation de la scoliose, elles ne représentent pas un facteur prédisposant à l'apparition de cette dernière.

Dans plusieurs études ont a toutefois rapporté des anomalies corporelles altérant la biomécanique (Burwell et al., 1992; Stokes et al., 1994), la structure osseuse (Burwell et al., 2008; Nicolopoulos et al., 1985), l'attitude posturale (Mahaudens et al., 2005; Nault et al., 2002; Zabjek et al., 2005, 2008), et le contrôle de l'équilibre (Beaulieu et al., 2009; Gauchard et al., 2001; Sahlstrand et al., 1978; Simoneau et al., 2006), chez des individus atteints d'une SIA qui sont absentes chez des personnes non-scoliotiques. Ces altérations pourraient représenter des facteurs facilitant la détermination de l'évolution de la SIA mais elles n'ont jamais été considérées simultanément dans une seule étude. De plus, dans la majorité des études, on a distingué ces anomalies que chez des sujets avec une SIA sévère, mais pas chez des scoliotiques avec une courbure moins sévères ou modérées.

Le présent chapitre est divisé en quatre parties. La première comprend une description des anomalies vertébrales d'une SIA, autant dans l'orientation des vertèbres que dans l'aspect géométrique que prend la colonne. Cela est fait dans le but de comprendre les divers effets

de la scoliose sur la biomécanique du corps en fonction du type de courbure. Dans la seconde partie, la prévalence de la SIA dans la population et les facteurs associés à son évolution sont présentés pour mettre en évidence les difficultés quant à son pronostic et à la nécessité d'identifier des paramètres prédisant la progression de la scoliose. La troisième portion du chapitre expose des théories étiologiques se rapportant à la biomécanique de la colonne et aux anomalies de croissance afin de mettre de l'emphase sur le rôle que peut jouer une asymétrie de croissance pelvienne dans la formation de la scoliose. Finalement, dans le but de formuler l'objectif général de la thèse, on explique le contexte de l'étude de la morphologie pelvienne, de la posture et de l'équilibre de sujets atteints par la SIA.

1.1 Description de l'alignement vertébral de la SIA

La SIA est caractérisée comme étant une déformation tridimensionnelle et multifactorielle de la colonne vertébrale qui apparaît vers l'âge de 10 ans ou plus et qui progresse lors d'une rapide poussée de croissance (Rigo et al., 2011). Cette déformation implique aussi dans les trois axes du corps, un changement dans l'orientation des vertèbres atteintes (Stokes, 1994). Le degré de sévérité de la scoliose, donné par l'angle de Cobb, est calculé au moyen de l'intersection de droites tangentielles tracées aux plateaux supérieur et inférieur des deux vertèbres limitant la courbure. Celles-ci correspondent aux vertèbres les plus inclinées dans les portions supérieure et inférieure à l'apex de la courbe sur une radiographie postéro-antérieure tel qu'illustré à la Figure 1.1. L'angle de Cobb est l'indice clinique utilisé pour quantifier la sévérité de la courbure (Goldberg et al., 2001; Pruijs et al., 1994 et 1995). Il devient alors possible, en tenant compte du type de courbe et de la sévérité de la SIA, d'effectuer un diagnostic, d'évaluer l'efficacité d'un traitement et l'évolution de la maladie.

C'est au moyen de l'angle de Cobb qu'est évaluée la sévérité de la courbure des sujets SIA dans la présente thèse.

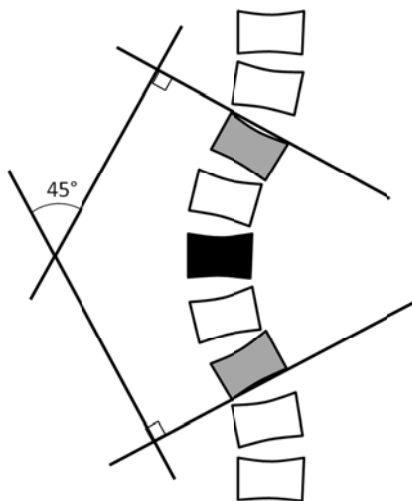


Figure 1.1 Schéma d'une colonne vertébrale illustrant la méthode de calcul de l'angle de Cobb d'une scoliose fictive de 45°. Les vertèbres grises représentent les vertèbres limitant la courbure, tandis que celle en noir illustre l'apex de la scoliose (Cobb, 1948)

La colonne vertébrale scoliotique peut prendre différentes formes. Ces dernières sont à considérer puisqu'elles ont un impact sur l'évolution des courbures. Des classifications ont donc été élaborées afin de faciliter le choix des méthodes de traitement. Ces classifications se rapportent à la localisation de la courbure principale, définie comme étant une déformation permanente, ou structurale, qui présente une composante rotative selon l'axe longitudinal (Lenke et al., 2000). D'autres, comme celle de King et al. (1983), vont toutefois considérer la présence de courbures dites compensatoires, soit des déformations flexibles ou non-structurales, ne présentant pas d'éléments associés à une déformation permanente. Dans cette thèse, seules les scoliose de types structurales seront évaluées.

La première classification des scoliozes est celle de Schulthess qui, au début du vingtième siècle, a distingué les déformations de la colonne vertébrale en fonction de la location des courbures principales : cervicothoracique, thoracique, thoracolombaire, lombaire et double principale (Lowe et al., 2006). Ponsetti et Friedman (1950) se sont par la suite intéressés à l'histoire naturelle de la SIA en fonction du type de courbes. Ils ont trouvé une constance du niveau de déformation au fil de l'évolution de la courbe et identifié que ce niveau était un important facteur de prédiction du développement de la courbure. Suite à ce travail, la considération du niveau de la SIA gagne alors en importance lors de l'évaluation des facteurs de progression puisque chaque type de courbe semble évoluer différemment. Lorsque vient le temps d'analyser les facteurs associés au risque de progression de la SIA, il devient donc essentiel de considérer le type de courbure des sujets prenant part à l'étude.

Dans une étude sur le contrôle statique de l'équilibre, Gauchard et al. (2001) ont comparé le maintien en position debout des sujets présentant une SIA thoracique, thoracolombaire, lombaire et double principale. Les patients présentant une SIA de type double démontraient la meilleure stabilité en condition statique. De plus, ceux avec une courbure thoracique performaient mieux que les sujets avec une courbure lombaire. Ces auteurs interprètent leurs résultats en suggérant que le contrôle de l'équilibre requiert une plus grande consommation d'énergie lorsque la courbure principale est basse, parce que le déjettement latéral de la colonne est plus grand. Toutefois, lors des tests d'équilibre sur une plate-forme effectuant un pivot autour de l'axe médio-latéral (ML), c'était au tour des sujets avec SIA thoracique d'être les plus perturbés. Ces résultats ont conduit à proposer l'hypothèse qu'une position anormale du crâne des sujets avec une seule courbure principale est à l'origine

d'une asymétrie vestibulaire. Une hypothèse alternative considère des troubles d'intégration sensorielle chez les sujets SIA (Beaulieu et al., 2009; Simoneau et al., 2006) et l'exacerbation de l'instabilité due à la déformation de la colonne qui se situe, par rapport au centre de masse, à un niveau excentré et supérieur. Ces études montrent encore une fois la pertinence de considérer un type précis de SIA lors d'étude analysant les effets de la déformation engendrée sur la biomécanique du corps. C'est d'ailleurs ce qui sera fait dans la présente thèse, en ne s'intéressant qu'aux individus possédant une SIA thoracique et thoracolombaire droite. On a choisi pour l'étude de cette thèse des convexités droites en raison de la forte association des scolioses gauches à une anomalie de l'axe neural, telle une syringomyélie (Arai et al., 1993; Fujimori et al., 2010; Wu et al., 2010).

1.2 Prévalence et facteurs associés à l'évolution de la SIA

La prévalence de la SIA est de 1 à 4% selon des études chez les adolescents âgés entre 10 et 16 ans (Roach, 1999; Trobisch et al., 2010; Yong et al., 2009). Par ailleurs, il est jusqu'à ce jour impossible de déterminer avec assurance quelles sont les scolioses qui gagneront en sévérité avec le temps. Selon Lonstein et Carlson (1984), 23 % des SIA progresseront. De leur côté, Soucacos et al. (1998), qui ont suivi 839 adolescents SIA ayant une scoliose d'au moins 10° pendant 5 ans, rapportent une progression de plus de 10° chez seulement 14,7 % d'entre eux. La scoliose n'a pas augmenté de plus de 10° (54,9 %); est demeurée stable (18 %); a diminué de 5° (27,4 %) ou s'est complètement résorbée (9,5%). Il devient alors problématique pour les cliniciens de reconnaître les scolioses nécessitant un traitement et de

déterminer le traitement à offrir pour bloquer de manière optimale la progression de la scoliose.

Certains indices ont été associés à la progression de la SIA, dont entre autres l'angle de Cobb au moment du diagnostic. Selon Tan et al. (2009), un angle de Cobb initial de 25° au moment de la présentation clinique est le critère distinguant le mieux la progression vers une scoliose de plus de 30° . Si l'angle de Cobb initial permet d'évaluer les risques d'évolution de la SIA, il ne permet toutefois pas d'expliquer les mécanismes menant à cette progression. Il devient donc essentiel de découvrir des facteurs de risque de progression de la SIA afin de distinguer les courbures les plus susceptibles d'évoluer vers une déformation sévère. Ceci permettrait de prendre une décision plus rapide quant au début d'un traitement de correction par orthèse, en vue de limiter la déformation posturale. L'identification de facteurs de risque de progression diminuerait aussi le phénomène de surtraitement présent chez les jeunes filles chez qui l'on dépiste rapidement la pathologie (Korovessis et Stamatakis, 1996).

Le sexe, l'âge chronologique, la maturité squelettique et le statut pubertaire affectent la progression d'une courbure. Selon la littérature, le ratio fille/garçon atteint(e) d'une SIA de moins de 10° d'angle de Cobb est de 1:1, mais augmente à 10:1 pour les SIA de plus de 30° (Roach, 1999). Les filles sont alors plus à risque de voir leur courbure s'aggraver comparativement aux garçons. Lors d'une étude rétrospective analysant les facteurs de progression chez 169 patients AIS, Lonstein et Carlson (1984), en évaluant les relations obtenues avec la progression de la scoliose, ont noté de fortes corrélations avec l'amplitude

de la courbure au moment du diagnostic, mais aussi avec la maturité squelettique (indice de Risser) et l'âge chronologique. Plus les patients étaient jeunes et avaient un squelette immature, plus leur SIA avait augmenté en sévérité. De leur côté, Soucacos et al., (1998) ont aussi mis en évidence que l'atteinte de la maturité sexuelle (début des ménorrhées) était associée à un risque plus faible de progression. Lors d'analyse investiguant les différences entre des groupes de jeunes filles ayant une SIA modérée et sévère, il est important de s'assurer que l'âge, la taille et le poids sont similaires entre ces groupes.

Ainsi, les études comparant des sujets scoliotiques à des sujets non scoliotiques ne devraient pas comprendre des patients dont la sévérité de la scoliose varie largement comme celle de Nault et al. (2002) allant de 7° à 52°, de 30° à 73° pour celle de Mac-Thiong et al. (2006) et de 20° à 70° avec celle de Ramirez et al. (2006). Puisque les sujets ayant une scoliose sévère sont plus susceptibles de démontrer des différences en comparaison avec des sujets non-scoliotiques, l'inclusion de sujet avec un important angle de Cobb peut masquer l'impact d'une faible scoliose. Ceci a d'ailleurs été l'objet de recherche par Haumont et al. (2011) qui ont décelé des troubles d'équilibre uniquement chez des sujets ayant un angle de Cobb supérieur à 15°. Ainsi, lorsqu'il y a plus d'un groupe de sujets atteint d'une SIA, les expérimentateurs doivent s'assurer de l'homogénéité de chaque groupe quant à l'âge moyen, à la sévérité de la scoliose, aux types de courbes et le sexe de ceux-ci.

En résumé, l'âge, la maturité sexuelle et l'angle de Cobb au moment du diagnostic ont été associés à des facteurs pouvant aider à la détermination du pronostic de la scoliose.

Toutefois, l'âge et la maturité ne peuvent pas être considérés comme des facteurs discriminants de la progression, puisqu'ils ne sont que des caractéristiques temporelles qui ne peuvent distinguer l'anomalie d'un patient à l'autre. Pour ce qui est de l'amplitude de la scoliose au moment du diagnostic, elle est un résultat de l'évolution de la courbe et nous montre plutôt la conséquence de la courbure et non pas ses risques d'aggravation. Même si ces variables cliniques ou radiologiques sont pertinentes à l'évaluation de la scoliose, elles ne représentent pas un facteur pronostique de la SIA. La détermination de facteurs associés à une anomalie liée à la SIA serait donc utile dans le but de prévenir la déformation liée à la SIA. C'est dans cette optique que des facteurs biomécaniques liés à la sévérité de la SIA seront mis en évidence dans la présente thèse.

1.3 Facteurs étiologiques de la SIA

La difficulté à estimer la progression de la déformation scoliotique découle du fait que la cause de la SIA demeure inconnue. Depuis les trois dernières décennies, plusieurs facteurs étiologiques liés à la SIA ont pourtant été proposés. Ces facteurs sont classés en six catégories, parmi lesquels on retrouve des mécanismes se rapportant au système nerveux, à la croissance squelettique, ainsi qu'à la biomécanique où on regroupe des théories sur les forces biomécaniques anormales en position orthostatique qui contribueraient à la formation d'une SIA. Ces trois aspects étiologiques font d'ailleurs partie d'une théorie (concept de Nottingham), développée par Burwell et al. (1992).

Dans cette théorie, on suppose qu'une anomalie du système nerveux central (SNC) entraîne un déséquilibre neuromusculaire et une modification de l'angle des vertèbres et des côtes dans les trois plans anatomiques. En raison de cette désorientation, un dysfonctionnement dans le contrôle de la rotation axiale du corps se produit pendant la marche. En effet, un déséquilibre axial serait engendré par une rotation dans un sens des structures supérieures (côtes et disques intervertébraux) qui serait compensée par une rotation en sens inverse des membres inférieurs et de la ceinture pelvienne. Cette altération du contrôle axial du corps lors de la marche mène alors à la formation initiale d'une courbure latérale et d'une lordose sur un court segment de la colonne vertébrale. Par la suite, la compression asymétrique des corps vertébraux et les effets biomécaniques associés au déplacement de la ligne de gravité sur le corps engendrent la progression de la SIA.

Plusieurs études sur la SIA se sont intéressées aux mécanismes rapportés dans le concept de Nottingham. Par exemple, Stokes et al. (1994) affirment qu'une légère asymétrie est suffisante pour que les effets de compression/tension entraînent la progression d'une SIA. Cette affirmation repose sur la loi de Hueter-Volkman où la croissance est freinée par des forces de compression et est accélérée par des tensions (Mehlman et al., 1997). Dans une étude *in vitro*, Kouwenhover et al. (2007) ont investigué la stabilité de rotation axiale de la portion thoracique de la colonne vertébrale lors de mise en charge postérieure ou antérieure. Ils ont montré qu'une plus grande rotation axiale des vertèbres résulte d'une charge dirigée vers l'arrière des corps vertébraux plutôt que vers l'avant. Ceux-ci postulent d'ailleurs que lors de circonstances critiques, telle une poussée de croissance, la rotation préexistante chez le sujet sain (Kouwenhoven et al., 2006) peut mener à une aggravation de la rotation axiale

des vertèbres par ce principe de mise en charge. Dans un même ordre d'idée, Castelein et Veraart (1992) ont démontré que l'inclinaison sagittale des vertèbres vers l'arrière représentait un facteur significatif dans la progression de la SIA. Ainsi, en se servant de principes de biomécanique, on montre qu'une légère asymétrie de la colonne vertébrale peut évoluer en une importante déformation affectant la posture des patients. Bien que le concept de Nottingham propose que l'asymétrie initiale est induite par un désordre du SNC, d'autres anomalies peuvent aussi en être à l'origine.

Par exemple, une anomalie de croissance osseuse peut aussi expliquer l'asymétrie initiale provoquant la scoliose. Roth (1968) propose qu'une croissance trop rapide des vertèbres comparativement à la moelle épinière mène à une asymétrie vertébrale. Porter (2001a; 2001b) appuie notamment cette hypothèse lorsqu'il observe un canal vertébral plus court que la somme des corps vertébraux. Guo et al. (2003) ont aussi retrouvé une hauteur plus grande pour les corps vertébraux que pour les pédicules. Des anomalies de croissance peuvent donc être à l'origine d'une déformation spinale osseuse. Par ailleurs, des asymétries de croissance osseuse prenant place ailleurs qu'au niveau vertébral, mais perturbant tout de même l'alignement vertébral, doivent être considérées, comme au niveau de la ceinture pelvienne.

Au niveau endocrinien, les jeunes filles SIA démontrent un taux d'hormones de croissance GF et IGF-1 plus élevé que la norme (Ahl et al., 1988; Willner et Johnell, 1981). Ces hormones, qui régulent la croissance axiale pendant la puberté, mènent alors à une poussée anormale de croissance. Un second problème chez les SIA réside dans la présence d'une

croissance osseuse plus rapide (Nicolopoulos et al., 1985). Non seulement les jeunes filles avec SIA sont prédisposées à devenir plus grandes et plus minces que celles sans scoliose (Archer et Dickson, 1985; Leblanc et al., 1997; Lowe et al., 2000), mais leur poussée de croissance suivant le diagnostic est associée à un moins bon pronostic (Dickson et Sevitt, 1982; Lonstein et Carson, 1984). Cette exacerbation dans la poussée de croissance pourrait alors produire une déformation squelettique résultant d'un trouble de gestion de la posture (Burwell et al., 2008; 2009). Ainsi, une hypothèse alternative aux dysfonctions du SNC jouant le rôle phénomène déclencheur de la SIA est qu'une anomalie de croissance osseuse pelvienne provoque la formation d'une courbure anormale de la colonne. Si une anomalie de croissance osseuse du pelvis est associée au degré de sévérité de la SIA, elle pourrait être utile comme facteur déterminant l'évolution de la scoliose, d'autant plus qu'elle est mesurable cliniquement.

Cette anomalie de croissance pelvienne pourrait d'ailleurs expliquer la présence des mouvements de rotation observés lors du maintien en position debout (orthostatique). Dalleau et al. (2007) ont démontré que les jeunes filles SIA déploient un moment au tour de l'axe vertical plus important en station debout comparativement à un groupe de jeunes filles témoins. La position orthostatique soumet le corps à des altérations 3D au niveau des articulations du tronc et de la ceinture pelvienne (Wang et al., 2011). Les rotations axiales sont plus fréquentes et peuvent alors créer une asymétrie de rotation des vertèbres. Tel que mentionné précédemment, la théorie de Nottingham est un des rares concepts à intégrer à la fois des observations sur la croissance, la posture et l'équilibre associés à la SIA et elle propose, sans le démontrer, des étapes de la pathogenèse de la SIA. Toutefois, un trouble de

croissance osseuse pelvienne, associée à une modification des relations biomécaniques associées au pelvis, pourrait autant mener à une asymétrie squelettique, modifiant à la fois la posture et l'équilibre dynamique lors de la locomotion, qu'un trouble neurologique. Aucune étude ne s'est toutefois penchée sur cette hypothèse.

1.4 Morphologie pelvienne, posture et équilibre des SIA

Une des composantes de la posture ignorée dans le concept de Nottingham est la morphologie de la ceinture pelvienne. L'orientation de celle-ci par rapport aux membres inférieurs lors de la marche a été analysée, mais pas sa géométrie. Une dysmorphie de la ceinture pelvienne, tant dans son orientation que dans sa géométrie, pourrait être un facteur prédisposant à la SIA ou à sa progression (Mac-Thiong et al., 2003 et 2006). La ceinture pelvienne a comme rôles principaux de supporter le poids du haut du corps par la colonne vertébrale, de transmettre ce poids aux membres inférieurs en position orthostatique ou à la marche et de permettre l'attache des muscles posturaux et locomoteurs (Moore et Dalley, 2006). Ainsi, une modification de son orientation ou de sa géométrie entraînerait des conséquences biomécaniques sur le reste du corps, et particulièrement au niveau de la colonne vertébrale. La ceinture pelvienne est donc une structure importante à investiguer due à son rôle de support lors du maintien debout.

De plus, la plaque de croissance de la ceinture pelvienne, située au niveau du cartilage triradié (Figure 1.2), n'est pas linéaire comme celles des os long, mais en forme de Y. Cela implique que cette structure est plus sujette à la déformation tridimensionnelle autant dans le plan horizontal que par sa hauteur. Cette plaque de croissance commence à se fusionner

entre l'âge de quinze à dix-sept ans (Scheuer et Black, 2000; Rissech et Malgosa, 2005; Moore et Dalley, 2006) et se termine aux alentours de 20 à 25 ans (Moore et Dalley, 2006). Cette particularité est d'autant plus importante que le pelvis continue de se former lors de la poussée de croissance à l'adolescence, soit une période jugée critique en ce qui a trait à l'évolution de la SIA. Ainsi, contrairement aux os longs pour lesquelles une anomalie de croissance n'affecterait que leur longueur, une altération de la croissance de la ceinture pelvienne pourrait toucher sa largeur, sa profondeur et/ou sa hauteur. La ceinture pelvienne est donc une structure de choix dans l'évaluation de la croissance osseuse par les fonctions qu'elle remplit, mais aussi par la particularité de ses plaques de croissance. La morphologie pelvienne, incluant l'orientation et la géométrie de la ceinture pelvienne, pourrait ainsi représenter un facteur déterminant l'évolution de la scoliose. Son étude n'a toutefois jamais été effectuée auprès d'adolescentes scoliotiques.

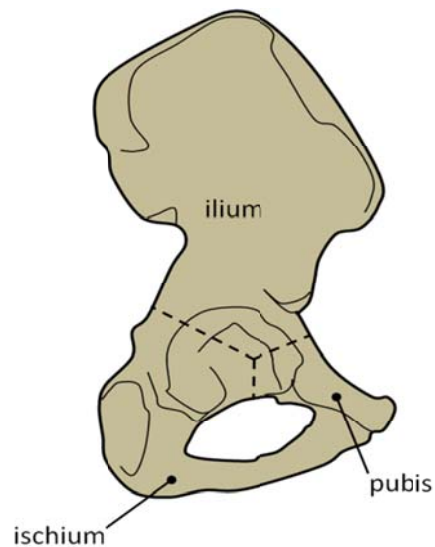


Figure 1.2 Cartilage triradié de l'hémipelvis droit, représenté par la ligne pointillée.

La ceinture pelvienne n'est pas la seule structure osseuse pouvant être associée à la SIA. Il est connu que la SIA entraîne des anomalies posturales au niveau du tronc dans les trois plans anatomiques (Nault et al., 2002; Zabjek et al., 2005). Toutefois, nous ne savons pas si cette altération de l'attitude posturale est observée aussi chez des jeunes filles ayant une forme modérée de SIA, à savoir de moins de 30°. Qui plus est, si une dysmorphie est présente à la région pelvienne, il est alors probable que des modifications posturales toucheront les structures supérieures. En ce sens, des ajustements au niveau du tronc pourraient survenir dans le but de compenser pour l'altération de la biomécanique pelvienne. L'étude de la posture, associée aux plans frontal, sagittal et horizontal, de sujets avec différents degrés de sévérité de SIA pourrait mettre en évidence des facteurs facilitant le pronostic de la déformation en milieu clinique.

En plus de jouer un rôle dans la posture, la ceinture pelvienne sert aussi dans le maintien de la position debout qui implique une adaptation aux déformations 3D de la colonne vertébrale. L'équilibre se fait donc en présence d'anomalies structurales de la posture, mais aussi d'un SNC affecté par des informations sensorielles (afférences) qui sont connues comme étant déficientes chez les sujets SIA. Il est donc logique de croire que la sévérité de la SIA, en modifiant la répartition de la charge sur les appuis (Schwender et Denis, 2000), soit associée à des troubles d'équilibre. Malgré cela, l'impact de la sévérité de la SIA sur les troubles d'équilibre n'est pas connu.

Ainsi, l'étude de la morphologie pelvienne, de la posture corporelle et de l'équilibre de jeunes filles présentant différent degré de sévérité de courbure permettrait de comprendre

davantage le développement de la SIA. Qui plus est, des facteurs de risque aidant au pronostic d'une SIA seraient du même coup mis en évidence. L'objectif général de cette thèse est donc de déterminer des facteurs biomécaniques en mesure de distinguer une SIA modérée d'une sévère. Cette thèse pourrait alors servir à des études subséquentes visant à l'identification de facteurs de prédiction de la SIA.

CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre se divise aussi en quatre sections correspondant aux quatre volets de la thèse. Dans la première portion du chapitre seront présentées des études portant sur la morphologie pelvienne associée à la SIA. On mettra l'emphasis sur les paramètres pouvant quantifier l'orientation et la distorsion pelvienne et sur l'importance des méthodes d'acquisition des mesures. La deuxième section portera sur les modifications posturales engendrées par les sujets scoliotiques dans chaque plan anatomique, plus particulièrement celles touchant la colonne vertébrale, la cage thoracique et la ceinture scapulaire. Cela sera suivi par une description des anomalies associées au contrôle de l'équilibre chez les scoliotiques, soit le sujet du troisième volet de la thèse. La dernière portion de ce chapitre portera sur les modèles de régression élaborés dans le but de comprendre l'évolution de la SIA et sa sévérité. Chacune de ces sections se terminera par les objectifs spécifiques reliés à un volet de la thèse avec lesquels on désire déterminer les facteurs faisant la distinction entre l'effet d'une SIA modérée d'une sévère sur la biomécanique du corps.

2.1. La ceinture pelvienne et la SIA

La progression de la déformation de la colonne vertébrale a été associée à un trouble de contrôle de la rotation de la ceinture pelvienne (Burwell et al., 1992) pouvant être dû à une altération de son orientation (Gum et al., 2007) ou de sa géométrie (Mac-Thiong et al., 2006) affectant alors la symétrie de l'alignement vertébral (Burwell et al., 2006; Schwender and Dennis, 2000). Cette théorie, connue sous le nom du concept Nottingham, a donné

suite à de multiples études portant sur la morphologie pelvienne des sujets scoliotiques (Duval-Beaupère et al., 1992; Legaye et al., 1998; Mac-Thiong et al., 2003). Antérieurement à ces travaux, une des premières études du groupe de Burwell est celle de Nicolopoulos et al. (1985), qui avaient formulé l'hypothèse que la croissance osseuse pelvienne des sujets scoliotiques était altérée. En mesurant la taille en position debout et assise ainsi que la longueur totale des jambes, ces auteurs ont calculé et comparé la hauteur pelvienne de 202 sujets témoins avec 143 patients atteints de SIA. Chacun de ces deux groupes a été divisé en cinq sections selon l'âge des sujets : 11 à 15 ans. Par groupe d'âge, sauf pour les scoliotiques âgées de 11 ans, la hauteur pelvienne moyenne des sujets SIA s'est avérée significativement plus grande que celle des sujets témoins. Les auteurs ont alors associé cette différence à une croissance pelvienne anormale, proposant alors la croissance comme étant un facteur dans la pathogenèse de la SIA. Cela converge avec les études montrant que les jeunes filles scoliotiques sont prédisposées à être plus grandes et plus minces que celles sans scoliose (Archer et Dickson, 1985; Leblanc et al., 1997; Lowe et al., 2000). De même, une poussée de croissance suivant le diagnostic est associée à un moins bon pronostic (Dickson et Sevitt, 1982; Lonstein et Carson, 1984). La technique employée par Nicolopoulos et al. (1985) pour mesurer la hauteur du bassin est toutefois imprécise puisqu'elle est obtenue par soustraction de la hauteur des jambes à celle totale du corps en position debout. L'angle de bascule de la ceinture pelvienne qui peut différer entre la position debout et assise (Berthonnaud et al., 2011), biaise la hauteur pelvienne calculée. Il est essentiel d'employer des mesures directes sur le bassin et plusieurs repères anatomiques afin d'obtenir une description morphologique du bassin que la hauteur pelvienne seulement.

Pour décrire la relation entre l'orientation pelvienne et les modifications des courbures sagittales de la colonne vertébrale, plusieurs autres études ont fait appel à des radiographies (Blondel et al., 2008; Boulay et al., 2006a; Boulay et al., 2006b; Legaye et Duval-Beaupère, 2008; Legaye et al., 1998; Mac-Thiong et al., 2003 et 2007; Marty et al., 2002). Chez des adultes avec et sans scoliose, Legaye et al. (1998) ont établis des corrélations entre des paramètres relatifs au pelvis et les angles associés à la lordose (T12-L5), à la cyphose (T1-T12), à l'angle de Cobb et à la rotation axiale de la vertèbre apicale, vertèbre la plus latérale dans la concavité. Les principaux paramètres pelviens employés, illustrés à la Figure 2.1, sont les suivants :

1. **Pente sacrée**, soit l'angle formé par le plateau de la première vertèbre sacrée (S1) et l'horizontale;
2. **Bascule pelvienne** (« pelvis tilting »), soit l'angle entre la ligne rejoignant le point milieu du plateau de S1 à l'axe longitudinal de la tête fémorale, et la verticale;
3. **Incidence pelvienne**, correspondant à la ligne perpendiculaire au plateau sacré à son point milieu et la ligne partant de ce même point à l'extrémité proximale de l'axe longitudinale de la tête fémorale. L'incidence pelvienne équivaut alors à la somme de la pente sacrée et de la bascule pelvienne.

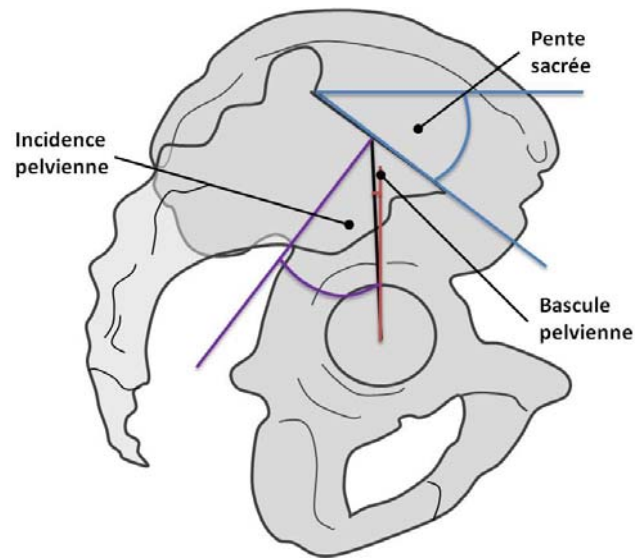


Figure 2.1 Vue latérale droite de la ceinture pelvienne illustrant les angles correspondant à la pente sacrée (bleu), à la bascule pelvienne (rouge) et à l'incidence pelvienne (violet).

Des coefficients de corrélations élevés ont été obtenus pour les adultes sans scoliose entre la lordose et la pente sacrée ($R = 0,859$), qui était à son tour corrélée à l'incidence pelvienne ($R = 0,838$). De plus, en effectuant des régressions multiples avec tous les paramètres pelviens dans le plan sagittal, un coefficient de régression de 0,949 est retrouvé pour la prédiction de la lordose lombaire. Legaye et al. (1998) ont mis en évidence que la ceinture pelvienne, par son inclinaison antérieure, est en mesure de signaler une altération de la colonne vertébrale dans le plan sagittal. Toutefois, cette étude ne permettait pas de distinguer la morphologie pelvienne entre les sujets scoliotiques et les témoins, car elle se limitait au plan sagittal. Les différences proviennent des angles d'inclinaison pelvienne sans considérer la morphologie tridimensionnelle du pelvis, qui aurait pu être réalisée en mesurant les distances entre les repères pelviens. Chez les scoliotiques la présence d'asymétries morphologiques pelviennes pourrait être interprétée de manière erronée comme une orientation anormale du bassin.

Une seconde lacune dans l'étude de Legaye et al. (1998) concerne l'hétérogénéité de leur population scoliotique testée en ce qui a trait à l'âge, au type de scoliose, à la convexité de la courbure et à la sévérité de la SIA. En effet, les femmes qui ont pris part au groupe scoliotique étaient âgées entre 10 et 84 ans. Or, il est connu que l'orientation pelvienne est influencée par l'âge de l'individu; par exemple l'incidence pelvienne augmente rapidement à l'adolescence pour atteindre sa valeur maximale à l'âge adulte (Descamps et al., 1999). De ce fait, l'éventail de l'âge couvert par le groupe scoliotique peut avoir biaisé leurs résultats. Qui plus est, certaines informations concernant le type de scolioses sont omises. C'est le cas pour le côté de la convexité de la scoliose, tout comme l'étiologie des scolioses. En ce sens, les auteurs n'ont pas spécifié si les scolioses des sujets étaient toutes des scolioses idiopathiques de l'adolescence. Ces différends dans l'étiologie de la scoliose ont des conséquences sur les structures osseuses, leur pronostic et leur évolution. Par exemple, celle de *de novo*, qui résulte surtout d'une défaillance des disques intervertébraux, entraîne des déformations disharmonieuses principalement dans le plan frontal et sagittal (Marty-Poumarat, 2011). Ces particularités étiologiques des scolioses affectent alors différemment la biomécanique du corps. Il devient alors essentiel pour notre étude d'inclure des sujets d'âge similaire et ayant uniquement une SIA.

En s'inspirant de la prémisse qu'une augmentation de l'incidence pelvienne des scoliotiques influence surtout le degré de lordose, Legaye et al. (1998) n'ont testé que des femmes ayant une scoliose au niveau lombaire. Pour pallier à cette lacune, Mac-Thiong et al. (2003) ont étudié la relation entre la déformation thoracique de la SIA et la morphologie pelvienne. Ils ont évalué l'alignement sagittal de la colonne vertébrale et du pelvis de

jeunes filles présentant différents types de SIA, y compris des courbures thoraciques. Les angles lordotiques et cyphotiques, la pente sacrée, la bascule et l'incidence pelvienne ont été mesurés et comparés aux types de courbures. Aucune différence ne fut notée entre l'orientation sagittale du bassin et les types de courbe. Toutefois, l'incidence pelvienne et la pente sacrée, mesurées chez tous les sujets SIA et pour tous les types de scoliose, étaient corrélées significativement à la lordose. Cette étude souligne la relation entre l'orientation pelvienne et les courbures sagittales retrouvées chez les jeunes filles ayant une SIA. Par contre, cette étude ne comprenait aucun groupe non-scoliotique et ne se limitait qu'au plan sagittal. Il est alors impossible de déterminer si l'orientation de la ceinture pelvienne est perturbée chez les sujets scoliotiques. L'introduction d'un groupe de sujets non-scoliotiques dans notre étude permet de comparer les anomalies de morphologie pelvienne entre des populations scoliotiques et non-scoliotiques et distinguer si celles-ci évoluent avec la scoliose.

Par la suite, Mac-Thiong et collaborateurs (2006) ont comparé la morphologie de la ceinture pelvienne de 29 jeunes filles SIA à celle de 27 adolescents sans scoliose au moyen de radiographies prises dans le plan frontal et le sagittal. Vingt-six (26) paramètres frontaux et 19 sagittaux pelviens quantifiaient la largeur, la profondeur et la hauteur de la crête iliaque, des ischions, du pubis et de la ceinture pelvienne dans sa globalité. Dans le plan frontal, plusieurs différences ont été notées chez le groupe témoin, dont entre autres des augmentations pour la hauteur pelvienne droite, la hauteur de la crête iliaque droite et la largeur de la ceinture pelvienne. De manière surprenante, aucune asymétrie ne s'est avérée significative chez le groupe de sujets SIA. Les auteurs ont tout de même mis en évidence

des différences significatives entre les sujets scoliotiques et non-scoliotiques. Dans la présente étude, on tentera de contrer cette variabilité intragroupe, en comparant, comme l'ont fait Mac-Thiong et al. (2006), la géométrie pelvienne des sujets SIA et ceux non-scoliotiques en observant les distances de la ceinture pelvienne caractérisant sa largeur, sa profondeur et sa hauteur.

Pour ce qui est de plan sagittal, aucune différence n'a été observée. Mac-Thiong et al. (2006) suggèrent alors la présence d'une distorsion pelvienne uniquement dans le plan frontal qui serait due soit à une anomalie de maturation osseuse (Cheung et al., 2003; Ylikoski, 2003), soit à un trouble de formation ou de développement de la ceinture pelvienne associée à la déformation de la colonne vertébrale. L'étude de Mac-Thiong et al. (2006) a donc mis en évidence la présence d'une distorsion pelvienne chez le sujet SIA.

En général les études portant sur la morphologie pelvienne présentent quelques biais méthodologiques (Boulay et al., 2006; Gum et al., 2007; Li et al., 2010; Mac-Thiong et al., 2006, Marty et al., 2002). Tout d'abord, une disparité prend place entre les groupes témoins et SIA : la proportion des sujets masculins est plus importante dans le groupe témoin (37%) que dans le groupe SIA (17%). Sachant que les hommes ont normalement le pelvis plus étroit que les femmes (Milne et al., 1990; Smith et al., 2000), il est possible que les différences observées entre les sujets témoins et SIA soient dues à la présence masculine plus importante en proportion chez le groupe témoin. Il est donc essentiel lors de l'étude de la morphologie pelvienne de ne tester que des sujets du même sexe. C'est pour cette raison que seule la participation de jeunes filles SIA et témoins est sollicitée dans cette thèse.

Ensuite, les critères d'inclusion utilisés lors de ces études ne spécifient pas toujours le type de courbures des patients évalués (Lonner et al., 2010; Mac-Thiong et al., 2006; Zabjek et al., 2008). Bien que Mac-Thiong et al. (2003) ont démontré l'absence de différence entre les types de courbures scoliotiques en ce qui a trait à l'orientation pelvienne dans le plan sagittal, aucune étude ne s'est attardée à investiguer l'effet des différents types de SIA sur l'orientation frontale et la rotation axiale du pelvis. Due à cette limite de connaissance, il est important de limiter le type de courbures scoliotiques dans l'étude de l'orientation pelvienne.

L'étude de la morphologie pelvienne associée à la SIA devrait alors distinguer le type de courbures présentes. En utilisant la radiographie, une position du bassin en rotation peut entraîner des biais dans la forme et la géométrie de la crête iliaque. Une différence dans la distance mesurée sur une radiographie pourrait être causée par une rotation axiale du pelvis et non pas par une distorsion. Ainsi, à l'inverse de Mac-Thiong et al. (2006), Gum et al. (2007) ont considéré cette différence comme étant la réflexion d'une rotation axiale au niveau de la ceinture pelvienne et ont mesuré le ratio de la distance de la crête iliaque gauche et droite lors du maintien en position debout, tel qu'illustré à la Figure 2.2A. Un ratio inférieur à 1, signifiant une rotation pelvienne amenant le côté droit davantage vers l'arrière que le gauche (sens horaire), est retrouvé pour les sujets SIA. Aucune corrélation significative n'est toutefois retrouvée avec l'angle de Cobb. Ils suggèrent alors que la rotation axiale pelvienne dans le sens horaire fait partie d'une suite de compensations posturales causées par la scoliose thoracique, comme le schématise la Figure 2.2B.

Cette analyse pose encore problème puisqu'elle analyse l'orientation pelvienne sans considérer la présence ou non d'une distorsion dans la géométrie pelvienne. D'ailleurs, une étude de Lucas et al., (2002) cherchant à évaluer la rotation axiale de la ceinture pelvienne, a mis en évidence la nécessité de posséder des mesures additionnelles pelviennes afin de convertir le degré de rotation du bassin uniquement à partir d'une radiographie postéro-antérieure. Aucune étude jusqu'à ce jour n'a donc investigué l'aspect global de la morphologie pelvienne des SIA, soit en incluant son orientation et sa géométrie. Cela s'explique par l'acquisition de données car des radiographies simples ne permettent pas l'analyse 3D de la ceinture pelvienne.

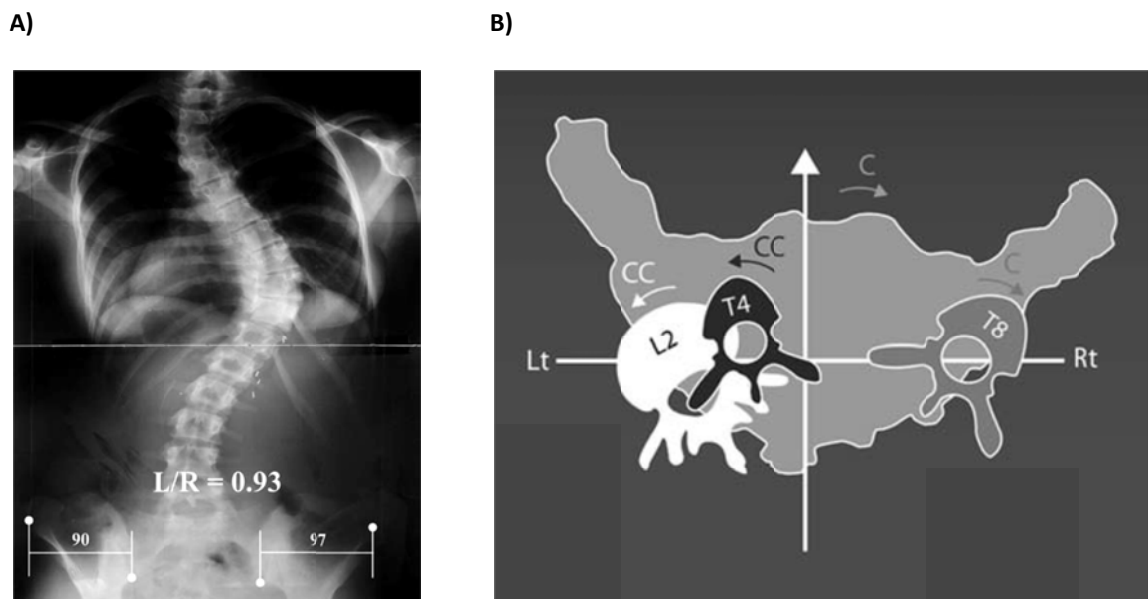


Figure 2.2 A) Radiographie postéro-antérieure sur laquelle les largeurs des crêtes iliaques gauches et droites sont mesurées afin de déterminer la rotation axiale pelvienne. B) Schéma de la rotation axiale d'une scoliose thoracique droite dont l'apex, à T8, et la ceinture pelvienne sont tournés dans le sens anti-horaire (C), tandis que les apex des courbes compensatoires (T4 et L2) sont dirigés dans le sens antihoraire (CC). Illustrations adaptées de Gum et al. (2007).

L'utilisation d'un système de capture 3D peut toutefois contrer cette limitation. Un tel système d'acquisition de données est souvent employé pour évaluer et mesurer la posture

en identifiant les articulations et les segments du corps. Les coordonnées 3D sont obtenus au moyen d'un système vidéo (Masso and Gorten, 2000; Zabjek et al., 2005; Mauhauden et al., 2005) ou d'un pointeur électromagnétique, tout comme le système Flock of Bird (Delorme et al., 2000; Nault et al, 2002). À partir de repères osseux situés sur la crête iliaque et sur S1, il est possible de déterminer l'orientation spatiale de la ceinture pelvienne (Pasha et al. 2010; Mauhauden et al., 2005; Nault et al., 2002) par rapport aux autres segments corporels (Masso and Gorten, 2000; Zabjek et al., 2005), tout en évaluant la géométrie pelvienne.

C'est en utilisant un système vidéo 3D en plus de la radiographie que Mahaudens et al. (2005) ont comparé l'influence d'anomalies structurales au niveau de la ceinture pelvienne chez des adolescentes non-scoliotiques ($n = 12$) et scoliotiques avec courbures lombaires ou thoracolombaires ($n = 12$). Tel qu'illustré à la Fig.2.2, la largeur du pelvis est mesurée au moyen de radiographies, similairement à la technique de Gum et al. (2007). De plus, un système vidéo 3D fournissait les coordonnées de deux marqueurs disposés sur la crête iliaque et d'un au niveau sacré, avec lesquels les déplacements angulaires pelviens lors de la station debout et de la marche étaient calculés. Bien que des différences dans la largeur pelvienne soient retrouvées entre les sujets témoins et SIA, aucune distinction pour l'orientation pelvienne ou pour les déplacements angulaires dans les trois axes n'est observée. Ces résultats ne reflètent pas une influence de la structure pelvienne sur sa cinématique. Or, les déplacements angulaires montraient d'importantes variations pour le groupe SIA, possiblement dues plus à une morphologie asymétrique du bassin qu'à une orientation anormale. De plus, le type de courbes de certaines des adolescentes du groupe

SIA était des scolioses lombaires, soit une courbure générant une rotation axiale pelvienne non prévisible (Gum et al., 2007), contrairement aux scolioses thoraciques. Par ce fait même, l'évaluation des structures obtenue par les radiographies a pu être biaisée par la variation de l'orientation pelvienne chez les sujets SIA. Il est donc nécessaire qu'une étude quantifie au moyen d'un système vidéo 3D l'orientation et la géométrie pelvienne de sujets SIA ayant une courbure au niveau thoracique.

En somme, dans la plupart des études évaluant la ceinture pelvienne des sujets SIA, soit qu'on ne rapporte pas la géométrie pelvienne, soit qu'on se base sur des données radiographiques pouvant comprendre des erreurs de parallaxe. De plus, ces études vont parfois regrouper ensemble tous les sujets SIA créant alors de larges variations dans la sévérité de leur courbure (Mac-Thiong et al., 2003; Nault et al., 2002; Nicolopoulos et al., 1985), ou à l'inverse, ne considèrent que des scolioses sévères (Mac-Thiong et al., 2006). Aucune étude n'a décrit la géométrie 3D de la ceinture pelvienne de patients pour un même type de courbure scoliotique et n'a distingué son association avec différents degrés de courbure de la colonne vertébrale. Il devient ainsi nécessaire de vérifier la présence de différences au niveau de la géométrie et de l'orientation de la ceinture pelvienne, chez des jeunes filles non-scoliotiques et d'autres ayant une SIA, en tenant compte de l'aspect 3D de sa structure. Dans le but de faire la lumière sur le rôle que tiendraient la géométrie et l'orientation pelvienne dans le développement de la scoliose, ces paramètres doivent aussi être comparés chez des sujets SIA de différents degrés de sévérité. La présente étude mettra alors l'emphase sur la morphologie pelvienne de jeunes filles ayant des scolioses sévères ou modérées.

À partir de ces études, on émet comme hypothèse que les jeunes filles SIA présentent des anomalies morphologiques au niveau de la ceinture pelvienne associées à la sévérité de leur courbure. Des distorsions pelviennes retrouvées chez des jeunes filles avec une SIA modérée, mais à un niveau moindre que chez celles avec une SIA sévère, supporteraient la théorie qu'une croissance osseuse asymétrique est associée à la progression des courbures. Le premier objectif spécifique du premier volet de cette thèse est d'abord de déterminer la présence de rotation axiale et/ou de distorsion au niveau de la ceinture pelvienne chez des sujets témoins ou ayant une SIA non traitée avec un degré de courbure modérée et sévère. Le second objectif est ensuite de vérifier si les modifications de la géométrie et de l'orientation de la ceinture pelvienne sont associées à l'augmentation de l'angle de Cobb chez les sujets scoliotiques. Finalement, le troisième objectif est de déterminer s'il y a présence d'une relation entre l'orientation et la géométrie pelvienne des sujets scoliotiques puisque l'orientation spatiale peut être associée à la croissance pelvienne.

2.2 Modification posturale associée à la SIA

La SIA est une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans anatomiques, touchant à la fois son orientation et sa géométrie (Asher et Cook, 1995; Cobb, 1948; Perdriolle et Vidal, 1985). En plus d'affecter la colonne vertébrale, cette pathologie affecte aussi la cage thoracique, la musculature spinale, les viscères et le derme pour finalement altérer la symétrie de surface du tronc. Plusieurs études ont alors associé l'angle de Cobb, soit la mesure standard décrivant la latéralité de la courbure, à la déformation de la surface

du tronc, afin de diminuer l'exposition des patients aux radiations lors du suivi médical. Des divergences sont pourtant couramment rencontrées entre les déformations cliniques notées et celles radiologiques calculées, et ce peu importe les techniques employées.

De multiples études ont misé sur l'utilisation d'un scoliomètre afin d'évaluer l'asymétrie de surface du tronc (Bunnell, 1984; Grivas et al., 2006; Korovessis et Stamatakis, 1996). Le scoliomètre (Figure 2.3) est un outil clinique permettant de quantifier la gibbosité, qui est rotation de la cage thoracique formant une bosse et une dépression de part et d'autre de la colonne) et qui reflète la rotation axiale vertébrale (Bunnell, 1984). Dans une étude visant à comparer les relations entre la rotation vertébrale mesurée avec un scoliomètre, l'angle de Cobb et l'angle de rotation selon la méthode de Perdriolle, de 27 sujets SIA thoracique, Krawczynski et al. (2006) ont noté des corrélations de 0,36 à 0,72 entre ces trois paramètres. Puisque les corrélations les plus fortes ont été obtenues pour les sujets avec une SIA thoracique, les auteurs suggèrent alors d'évaluer la sévérité des scolioses thoraciques au moyen de la rotation du tronc mesurable cliniquement. Une lacune de cette étude est que pour certains sujets scoliotiques, l'angle de Cobb était important. De fait, l'angle de Cobb maximal qui a été rapporté était de 130°. Il est possible que l'inclusion de scoliose aussi sévère dans un groupe favorise l'obtention d'une forte corrélation, puisqu'une scoliose importante affectera nécessairement l'alignement du tronc. Il est donc important de ne pas recruter de sujets scoliotiques montrant des angles de Cobb très sévères, afin de retrouver une corrélation correspondant aux relations retrouvées autant chez des patients avec une SIA modérée qu'une sévère.

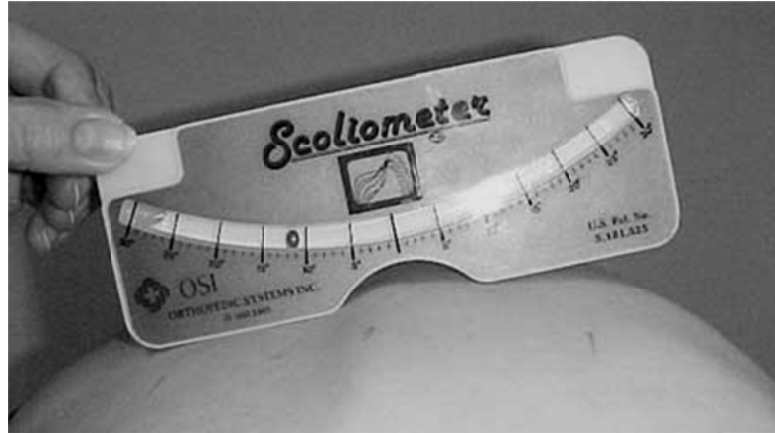


Figure 2.3 Scoliomètre quantifiant en degré (°) la rotation vertébrale associée à la courbure d'une SIA en vue postérieure. Image adaptée de Bunnell (1984).

D'autres études similaires ont été réalisées à nombreuses reprises, bien qu'aucune d'entre elles n'ait permis de déceler de fortes corrélations entre la sévérité de la scoliose et la rotation axiale. Le scoliomètre met en évidence la rotation du tronc uniquement lorsqu'il est incliné vers l'avant. Scutt et al. (1996) ont d'ailleurs démontré que c'est dans cette position que les plus grandes relations entre l'angle de Cobb et la rotation axiale des vertèbres sont retrouvées. Ceci est un problème puisque la colonne, en étant étirée dorsalement, perd en partie sa composante de déformation sagittale, ce qui ne reflète plus l'intégralité de la courbure scoliothique en 3D.

Comme le scoliomètre ne permet pas d'évaluer l'impact de la rotation vertébrale sur la posture en position debout, on a investigué la rotation et la sévérité de la SIA en employant d'autres techniques où la rotation du tronc est mesurée en position orthostatique. Ceci nécessite toutefois des méthodes d'acquisition plus sophistiquées où on tient compte de la structure 3D du corps. Une de ces techniques est un système de topographie de surface (Emrani et al., 2009; Goldberg et al., 2001; Goldberg et al., 2006; Pazos et al., 2007) qui

permet de reconstruire l'aspect externe du tronc. À partir de ces données, Goldberg et al. (2006) ont retrouvé des asymétries significatives pour les dimensions du tronc dans le plan frontal, le côté du corps correspondant à celui de la convexité de la scoliose étant plus large que celui du côté opposé. Bien qu'ils mettent en évidence une asymétrie notable par l'aspect externe du tronc, cette différence repose sur l'avancée que la norme serait une symétrie parfaite entre le côté droit et gauche du corps, mais aucun groupe contrôle n'a été utilisé. De plus, il est connu que des asymétries posturales sont aussi présentes chez une population non-scoliotique (Doi et al., 2011). Afin de pouvoir distinguer l'effet d'une SIA sur la posture du tronc, il est alors essentiel de comparer les résultats obtenus des sujets scoliotiques à un groupe non-scoliotique.

C'est dans cet ordre d'idée, que d'autres études ont voulu décrire les modifications posturales du tronc associées à la SIA. L'analyse des anomalies du tronc est toutefois complexe, non seulement à cause des courbures physiologiques normales présentes à la base dans le plan sagittal, mais aussi à cause de la déformation variable qu'est la scoliose. Une première approche est de représenter le tronc par les repères de la septième vertèbre cervicale (C7) et S1 et de caractériser l'orientation de ce segment dans le plan sagittal. Nault et al. (2002) ont d'ailleurs employé ces marqueurs pour quantifier l'inclinaison du tronc des sujets scoliotiques. Toutefois, l'emploi de ces deux seuls marqueurs ne représente que l'extrémité proximale et distale de la colonne vertébrale. La courbure cyphotique normale entre des vertèbres thoraciques (T1 à T12) et ayant comme vertèbre apicale la septième vertèbre (T7; Greene, 2006) n'est pas considérée. De plus, ces marqueurs ne peuvent fournir d'information concernant la rotation axiale.

Zabjek et al. (2005), en employant un système optoélectronique, ont alors voulu comparer la posture de 22 sujets SIA (de type thoracique, thoracolombaire et doubles courbes principales) à celle de 18 sujets témoins, au moyen de marqueurs reflétant différents segments du tronc. Ce système permet l'acquisition de la position 3D de repères anatomiques, dont ceux choisis dans leur étude qui représentent les épaules, les scapulas, la ceinture pelvienne et la base de support. Cette évaluation de la posture a été réalisée en calculant la position et l'orientation de segments du tronc en relation avec la base de support, la ceinture pelvienne et les épaules. Dans l'étude de Zabjek et al. (2005), seule une exacerbation dans la rotation des pointes inférieures des scapulas des sujets SIA par rapport à la base de support et au pelvis a été notée. De plus, Zabjek et al. (2005), en employant la base de support à titre de comparaison pour la rotation axiale, ont démontré qu'un référentiel absolu est suffisant pour quantifier l'orientation du tronc chez les sujets scoliotiques. C'est donc en calculant les angles de rotation et d'inclinaison du tronc à partir des droites représentant la verticale et l'horizontale que la présente étude quantifiera la posture du tronc. Des résultats similaires ont été obtenus par LeBlanc et collaborateurs (1996) lors de leur étude comparant la posture de 19 adolescentes sans scoliose à celle de 22 jeunes filles ayant une SIA. En utilisant une technique numérisant en 3D la posture, ils ont mis en évidence à l'aide de paramètres posturaux, dont certains caractérisaient l'anthropométrie du tronc, des distinctions entre les sujets scoliotiques et non-scoliotiques.

Une étude plus récente de Zabjek et al. (2008) vient toutefois mettre un bémol sur ces deux dernières études (LeBlanc et al., 1996 et Zabjek et al., 2005), en démontrant des différences

dans l'altération de posture associée aux types de scoliose. Par ce biais méthodologique, il est possible qu'une plus grande variance intragroupe causée par la présence de plusieurs types de scoliose ait pu dissimuler d'autres différences retrouvées entre la posture de sujets scoliotiques et non-scoliotiques. La dernière étude de Zabjek et al. (2008) ne comportait toutefois aucun groupe témoin, ce qui ne peut nous renseigner davantage sur les distinctions posturales à faire lors de présence d'une scoliose. Une comparaison de la posture entre des sujets témoins et d'autres SIA ayant le même type de courbures permettrait de déterminer l'effet de la scoliose sur la posture.

Bien que les investigations de Zabjek et al. (2005) et LeBlanc et al. (1996) comportaient certaines lacunes méthodologiques, elles mettent de l'avant des paramètres utiles dans l'étude de la posture des scoliotiques, soient les épaules et les scapulas. Ces dernières ont l'avantage de représenter différentes parties du tronc. La position des épaules est en mesure d'évaluer autant la rotation que l'inclinaison de la ceinture scapulaire. Les épaules sont une composante du tronc associée couramment à la déformation scoliotique (Lin et al., 2010; Qiu et al., 2009; Raso et al., 1998; Sanders et al., 2003). Qiu et al. (2009) ont d'ailleurs étudié la corrélation entre l'aspect esthétique des épaules et des paramètres radiologiques quantifiant l'inclinaison de la ceinture scapulaire et d'autres structures adjacentes. Puisqu'aucun des paramètres radiologiques n'a pu refléter avec précision l'aspect physique des épaules, Qiu et al. (2009) laissent supposer que l'implication de facteurs autres que ceux radiologiques contribuent à l'asymétrie des épaules chez les scoliotiques (Raso et al., 1998), dont entre autres, la musculature associée à la ceinture scapulaire (Lin et al., 2010). Ces observations ont toutefois été obtenues seulement chez des jeunes filles ayant un angle

de Cobb entre 40 et 89°. L'inclinaison des épaules sont néanmoins un segment corporel important à considérer puisqu'elles reflètent conjointement la déformation structurale, mais aussi les anomalies musculaires entraînées par la scoliose.

L'étude de Zabjek et al. (2005) et de LeBlanc et al. (1996) ont aussi mis en évidence un second type de repère anatomique pouvant aider à détecter la présence d'une scoliose : les scapulas. Les pointes inférieures des scapulas correspondent au niveau de la vertèbre T7, soit à l'apex de la cyphose thoracique d'une colonne sans trouble. En interagissant avec les composantes de la cage thoracique via l'articulation physiologique scapulo-thoracique, elles peuvent alors refléter la déformation de la cage thoracique associée à la SIA. Les résultats observés par LeBlanc et al. (1996) étaient que les épaules des sujets SIA étaient davantage inclinées dans le plan sagittal et que leurs scapulas étaient désorientées par rapport à leurs épaules et leur pelvis dans le plan horizontal. Il devient alors possible en analysant la rotation axiale de divers niveaux du tronc, comme la ceinture scapulaire et les pointes inférieures, de mettre en évidence des différences posturales entre les sujets scoliotiques et non scoliotiques, comme l'ont fait Zabjek et al. (2005) et LeBlanc et al. (1996).

Même si plusieurs études se sont intéressées aux modifications posturales entraînées par la SIA (Aulisa et al., 2011; Nault et al., 2002; Zabjek et al., 2005; Zabjek et al., 2008), rares sont celles qui se sont attardées aux adaptations posturales en fonction de la sévérité de la courbure. En effet, les connaissances sur les changements posturaux associés à un degré de courbure sont limitées. Une étude comparant l'attitude posturale de 14 jeunes filles non-

scoliotiques et 9 scoliotiques à faible degré d'angle de Cobb a toutefois été réalisée par De la Huerta et collaborateurs (1998). À l'aide d'un système vidéo 3D déterminant la position et l'orientation du pelvis, du tronc, de la ceinture scapulaire et de la tête, les auteurs ont mis en évidence une décompensation latérale gauche du tronc, une rotation axiale droite (sens horaire) de la ceinture pelvienne, une hypocyphose thoracique et une hyperlordose lombaire. Grâce à cette étude, il semble que les sujets SIA voit leur posture être modifiée par la faible courbure vertébrale qu'ils présentent dans le plan frontal, ce qui pourrait permettre au moyen de l'analyse posturale la détermination du risque de progression. Néanmoins, le nombre restreint de sujets scoliotiques ne permet pas de déterminer avec certitude ce constat. De plus, l'absence de sujet avec scoliose sévère dans cette étude ne peut distinguer la posture au fil de l'évolution de la scoliose. La participation de deux groupes de sujets SIA, représentant l'effet d'une scoliose modérée et d'une sévère, permettrait d'évaluer l'impact de la scoliose sur la posture au fil de son évolution.

C'est donc dans cette optique que s'inscrit le premier objectif de ce deuxième volet de thèse, qui est de caractériser l'attitude posturale des sujets SIA en comparant l'inclinaison frontale, la sagittale et l'orientation du tronc de deux groupes de sujets scoliotiques, soit un groupe de SIA modérée et de SIA sévère. Puisqu'il semble que la posture soit reliée à la sévérité de la scoliose dans le plan horizontal (Krawczynski et al., 2006; Villemure et al., 2002) mais que cette association demeure inconnue dans les autres plans, on désire, avec le second objectif de ce volet, quantifier la relation prenant place entre l'angle de Cobb et la posture du tronc.

Il est logique de croire que plus la SIA gagne en sévérité, plus le corps aura tendance à adopter différentes stratégies pour maintenir son équilibre compte tenu de la déviation de la colonne. Si toutefois la ceinture pelvienne présente des distorsions géométriques ou une modification dans son orientation, davantage de compensations pourraient prendre place. D'ailleurs, Emans et al. (2005) ont démontré que les dimensions de la cage thoracique et de la colonne vertébrale d'enfants et d'adolescents sans trouble musculosquelettique étaient corrélées à la largeur de leur ceinture pelvienne. Cette recherche souligne alors la possibilité que la morphologie pelvienne puisse prédire la posture de sujets scoliotiques. Aucune étude n'a pourtant associé de tels paramètres chez une population scoliotique. Le dernier objectif de ce troisième volet est alors de déterminer l'existence d'une possible relation entre l'attitude posturale et la morphologie pelvienne chez une population scoliotique. Nous formulons l'hypothèse que la posture du haut du tronc est davantage associée à l'angle de Cobb qu'à la morphologie pelvienne. Cette hypothèse repose sur le fait que la posture du tronc est soit en lien direct avec les structures osseuses et musculaires de la colonne vertébrale, ou soit le lieu de la déformation de la SIA.

2.3 Équilibre postural et la SIA

Bien que le contrôle de l'équilibre en position debout puisse paraître comme une tâche simple, il s'avère que plusieurs mécanismes sont nécessaires pour gérer de manière optimale les oscillations du corps. Chez le sujet scoliotique, ceci est plus compliqué puisque la symétrie du tronc, la posture (LeBlanc et al., 1996; Nault et al., 2002; Schwender et Dennis, 2000; Zabjek et al., 2005, 2008) et les structures osseuses affectées du corps

(Burwell et al, 2008) affectent le contrôle de l'équilibre (Sahlstrand et al., 1978; Herman et al., 1985). Le maintien en position debout est réalisé grâce à la coordination de différentes stratégies pour conserver et stabiliser le centre de masse (COM) au-dessus de la base de support (Hageman et al., 1995).

Différentes théories concernant ces stratégies ont été proposées selon l'axe dans lequel le contrôle de l'équilibre est effectué. Deux théories ressortent du lot lorsqu'il est question du maintien orthostatique sans perturbation externe: la stratégie des chevilles (Nashner, 1977) et celle des hanches (Winter et al., 1996). La stratégie des chevilles consiste à solliciter l'activation des fléchisseurs plantaires afin de contrôler l'accélération angulaire du COM dirigée en antérieur. De son côté, la stratégie des hanches est employée dans le but de limiter les mouvements médiolatéraux (ML) du COM. Comme son nom l'indique, celle-ci se réalise grâce aux muscles abducteurs et adducteurs des hanches, qui effectuent de légères corrections de transfert de poids. L'enregistrement de l'excursion du centre de pression (COP) permet alors d'évaluer le contrôle de l'équilibre lors du maintien d'une position orthostatique.

La position du COP est définie comme étant le point d'application du vecteur résultant des forces de réaction au sol. Elle est calculée au moyen d'une plate-forme enregistrant les forces et les moments appliqués sur celle-ci. La trajectoire du COP peut ensuite être déterminée, ce qui permet d'évaluer divers aspect du contrôle de l'équilibre à partir de paramètres dérivés de l'excursion globale du COP, telle la surface d'oscillation, ou en fonction de celle des axes ML et AP, comme la vitesse moyenne ou l'étendue du COP en

AP ou en ML (Figure 2.4). La trajectoire montre alors les stratégies translatoires (AP et ML) dans le maintien du COP dans les limites de la base de support. C'est d'ailleurs à partir de tels paramètres qu'a été décelé un trouble d'équilibre chez les jeunes filles SIA (Chen et al., 1998; Herman et al., 1985; Sahlstrand et al., 1978).

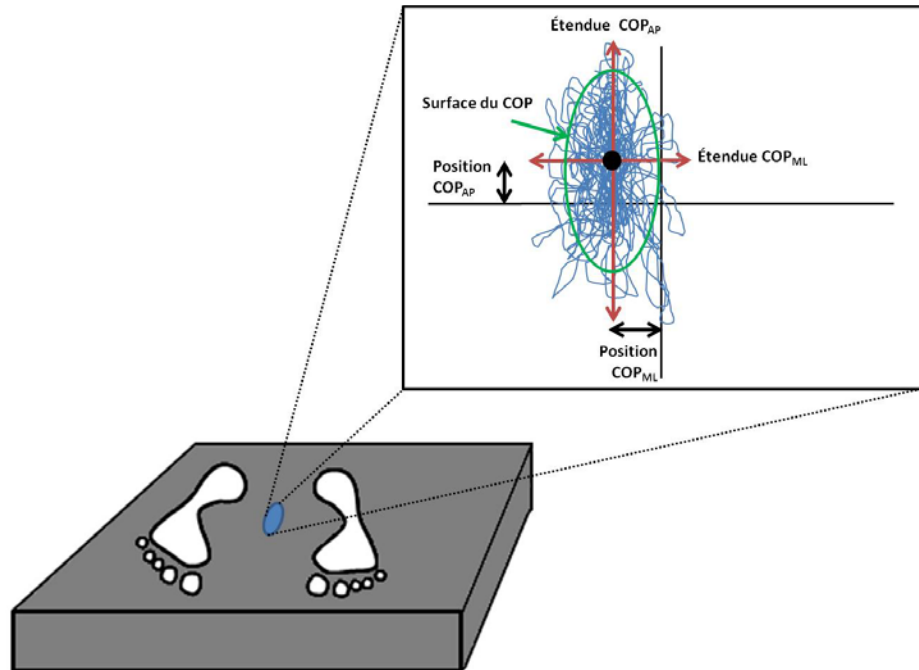


Figure 2.4 Schéma représentant la trajectoire du COP captée par une plate-forme de force. Dans l'encadré sont illustrés des paramètres pouvant être calculés à partir de cette trajectoire.

En effet, l'étude de Sahlstrand (1978) a démontré que les oscillations posturales de 57 patientes SIA étaient plus importantes que celles d'un groupe de 32 sujets non-scoliotiques. Ce trouble d'équilibre peut provenir d'un désordre d'intégration des afférences sensorielles visuelles, proprioceptives et vestibulaires par le SNC, en transmettant une réponse inadéquate au maintien postural envoyé par le SNC au système musculosquelettique (Beaulieu et al., 2009; Kuo et al., 2010; Massion, 1994; Shumway-Cook et Horak, 1986;

Simoneau et al., 2006). L'étude de Sahlstrand et al (1978) ne permet pourtant pas de déterminer le lieu où se situe le problème d'équilibre retrouvé chez le sujet scoliotique. L'évaluation de l'équilibre et les relations qu'elles présentent avec les autres anomalies associées à la SIA améliorerait les connaissances à ce sujet.

Kuo et al. (2010) ont étudié l'impact visuel et somatosensoriel sur l'équilibre de patientes SIA. Ils ont analysé cette réponse du SNC en enregistrant l'activité musculaire et le centre de gravité de filles SIA et non SIA lorsqu'elles se tenaient sur une plate-forme effectuant des inclinaisons AP et ML. Les mouvements de balancier de la plate-forme prenaient place en même temps que des conditions limitant ou non l'information visuelle (yeux fermés) ou proprioceptive (tapis de mousse sous les pieds). Les auteurs ont noté que les muscles multifides, glutéaux et gastrocnémiens des sujets témoins sont davantage sollicités lorsque l'information sensorielle était perturbée, tandis que les gastrocnémiens des sujets SIA sont toujours hautement activés, et ce peu importe la condition. Ceci pourrait s'expliquer par une stratégie de la rigidité des fléchisseurs plantaires afin de répondre plus rapidement à un déplacement du COM vers l'avant, facilitant ainsi le contrôle de l'équilibre (Mahaudens et al., 2009). Une contraction des gastrocnémiens mènerait alors le COP vers l'arrière comparativement aux sujets témoins. Puisque la position du COP n'a pas été enregistrée dans l'étude de Kuo et al. (2010), il est impossible de confirmer cette hypothèse. Il semble alors que les muscles responsables de l'équilibre des sujets SIA reçoivent des commandes inappropriées comparativement à celles des sujets sains en contexte de perturbation dynamique. Une étude analysant la position du COP pourrait vérifier la présence de cette stratégie en situation orthostatique.

Par ailleurs, il est connu que le contrôle de l'équilibre en position orthostatique est influencé par la sévérité de la scoliose. Haumont et al. (2011) ont analysé l'excursion du COP chez deux groupes de sujets SIA, soit un ayant des angles de Cobb inférieurs à 15° et l'autre égale au supérieur à 15°, en position debout. Leur objectif était de déterminer si l'amplitude de la courbure est un facteur dans le contrôle de l'équilibre au début de la maladie. Une plus grande surface d'oscillation est retrouvée chez les sujets avec les SIA les plus sévères lorsqu'ils maintenaient une position debout sans perturbation. Les auteurs associent cette augmentation à une plus faible précision du contrôle de l'équilibre chez les patients démontrant un angle de Cobb élevé. Cette étude ne permet toutefois pas de distinguer l'équilibre des patients scoliotiques modérés de celle des sujets non-scoliotiques. Une étude utilisant deux groupes de sujets SIA avec un angle modéré et sévère et un groupe de sujets témoins permettrait de connaître si le développement des troubles de contrôle de l'équilibre est présent au début de la déformation de la colonne, ou si elle ne survient qu'avec une courbure sévère. Aucune étude jusqu'à présent ne s'y est attardée.

En résumé, l'utilisation de paramètres associés à l'excursion du COP permet d'évaluer l'équilibre pour les stratégies de contrôle des oscillations du corps dans les axes AP et en ML. Par contre, l'étude de la gestion de l'équilibre autour de l'axe vertical ne peut être analysée par ces derniers. Nous devons alors nous retourner vers un second paramètre mesuré au moyen d'une plate-forme de force : le moment libre (T_z). Le moment libre se définit comme étant le moment vertical à la position du COP. Il a la particularité de pouvoir quantifier les oscillations autour de l'axe vertical, chose qu'aucun autre paramètre cinétique

ne peut faire. La plupart des articles ayant utilisé le T_Z ont surtout regardé les phases du T_Z lors de condition dynamique (Milner et al., 2005; Kramers-de-Quervain et al., 2004; Shiratori et Aruin, 2004; Bleuse et al., 2002, 2005, 2006). Pourtant d'autres paramètres relatifs au T_Z , par exemple son étendue (Beaulieu et al., 2010; Dalleau et al., 2007), permettrait de quantifier l'amplitude des oscillations développées autour de l'axe vertical.

Dans leur étude testant l'utilisation de la variabilité du T_Z dans l'évaluation du contrôle de l'équilibre chez une population scoliotique, Dalleau et al. (2007) ont analysé le maintien d'une position orthostatique auprès de 23 adolescentes saines et 46 ayant une SIA. Les paramètres employés étaient entre autres l'étendue du T_Z en plus de celle COP en AP et en ML. Les sujets scoliotiques ont démontré une augmentation des valeurs pour ces paramètres, indiquant alors un trouble dans le contrôle de l'équilibre en ce qui a trait aux stratégies translatoires autour de l'axe vertical. De plus, les auteurs ont mis en évidence une forte corrélation ($R = 0,80$) chez les sujets scoliotiques entre l'amplitude d'oscillation autour de l'axe vertical et les déplacements du COP_{AP} alors que cette relation était absente chez les sujets témoins. Les auteurs attribuent cette relation à une perturbation de l'orientation présente au niveau de la tête, du tronc et du pelvis dans le plan horizontal chez les sujets scoliotiques. Une stratégie d'équilibre, pour laquelle les oscillations autour de l'axe vertical et les déplacements du COP sont interdépendants, semble présente chez les sujets scoliotiques (Dalleau et al., 2007). La composante de l'équilibre autour de l'axe vertical est donc importante à considérer chez une population scoliotique, puisqu'elle les distingue des sujets témoins. Ces troubles de l'équilibre autour de l'axe vertical pourraient être associés aux déformations posturales des scoliotiques prenant place dans le plan

horizontal. Nault et al. (2002) ont mis en évidence des troubles d'équilibre et une relation existant entre l'attitude posturale et l'équilibre de sujets scoliotiques. La posture des sujets scoliotiques est corrélée à la surface d'oscillation, à la position moyenne du COP et la différence entre la position du COP et du COM dans l'axe AP ($COP_{AP}-COM_{AP}$). Les auteurs proposent alors que les troubles d'équilibre des sujets scoliotiques soient dus à l'orientation segmentaire asymétrique provoquée par la déformation de la colonne vertébrale. Dalleau et al. (2007) ont identifié un trouble d'équilibre retrouvé autour de l'axe vertical, tandis que Nault et al. (2002) ont associé la posture aux stratégies d'équilibre de translation des jeunes filles scoliotiques. Aucune de ces études ne peut toutefois déterminer les relations prenant place entre le contrôle des oscillations autour de l'axe vertical et l'attitude posturale présente chez elles. En associant la posture à l'excursion du COP et à l'étendue du T_z , il devient possible de déterminer si changements posturaux et les troubles de gestion de l'équilibre des sujets SIA sont interreliés.

Par ailleurs, dans la mesure où une anomalie de croissance pelvienne au niveau du cartilage triradié affecte la congruence de la hanche (Murray et Crim, 2001) et que l'orientation segmentaire affecte l'équilibre (Nault et al., 2002), une articulation importante au maintien en position debout, il est logique de croire que des troubles d'équilibre soient retrouvés chez les sujets avec SIA. Qui plus est, la distorsion pelvienne modifierait aussi l'inertie du bassin, créant ainsi une rotation axiale plus importante. Les troubles d'équilibre pourraient donc être associés aux modifications de la morphologie pelvienne, tant par son orientation que par sa distorsion. Aucune étude n'a pourtant associé la géométrie de la ceinture pelvienne au trouble d'équilibre des scoliotiques.

Trois objectifs sont associés à ce troisième volet de la thèse. Tout d'abord, on désire comparer l'équilibre de jeunes filles ayant une SIA modérée et sévère et celui de témoins afin de déterminer si les troubles de contrôle de l'équilibre sont présents dès le début de la déformation de la colonne. Ensuite, on quantifiera la relation existante entre les paramètres du COP et du T_Z avec ceux de la posture et l'angle de Cobb en considérant les deux groupes de sujets. Enfin, on déterminera s'il y a présence d'une relation entre l'équilibre et la morphologie pelvienne.

2.4 Prédiction de l'angle de Cobb

Lorsqu'il s'agit d'évaluer la sévérité d'une courbure scoliothique, l'angle de Cobb est reconnu comme étant la variable radiologique de choix des cliniciens, avec une erreur intraobservatoire de seulement $3,8^\circ$ entre chaque lecture (Carman et al., 1990). Par contre, comme des radiographies sont nécessaires à la mesure de l'angle de Cobb et que les patients scoliothiques doivent être suivis pendant leur adolescence et même à l'âge adulte (Bradford, 1988), ces derniers s'exposent à des doses cumulées de radiation les prédisposant à développer un cancer (Levy et al., 1994). Des études ont donc tenté d'élaborer d'autres outils ou référentiels afin de quantifier la courbure sans devoir exposer les patients à autant de radiographies.

C'est le cas de Goldberg et al. (2001) dont l'objectif de leur étude était de déterminer le potentiel diagnostique de la topographie de surface en corrélant l'angle de Cobb à l'angle

spinal, soit une des variables mesurées avec cette technique d'imagerie. Ces deux paramètres ont alors été calculés chez 155 enfants et adolescents ayant des problèmes de dos. Certains se sont avérés avoir une colonne vertébrale normale, d'autres une asymétrie non-scoliotiques, une SIA, une scoliose idiopathique infantile ou juvénile, une scoliose associée à une autre condition ou d'autres types de problèmes de dos. L'angle de Cobb moyen de tous ces patients avoisinait les 40°. La corrélation retrouvée entre l'angle spinal et l'angle de Cobb pour tous les 155 sujets était de 0,812 signifiant alors que 66% de l'angle spinal était expliqué par l'angle de Cobb. Par contre, lorsque la progression des courbures était évaluée par les deux techniques, la différence observée avec l'angle spinal était moins bien corrélée ($R = 0,549$) avec l'angle de Cobb ce qui indique un taux d'explication d'environ 30% par l'angle de Cobb. Goldberg et al. (2001) ont donc montré que les mesures par topographie de surface ne sont pas fortement corrélées avec l'angle de Cobb. Ces résultats sont similaires à ceux de Thulburne et Gillespie (1976) qui ont trouvé peu de corrélation entre la déviation latérale de la colonne et la rotation costale au niveau de la scoliose (gibbosité). Il est à noter que l'étude de Goldberg et al. portant sur un large éventail de sévérité de courbure allant de 0 à 114° a toutefois pu contribuer à améliorer leurs résultats. En ayant des scoliose très sévères, il devient plus probable de retrouver davantage de reliefs au niveau de la surface du dos des sujets SIA. Une étude désirant prédire l'angle de Cobb à partir de données posturales 3D devrait alors limiter les valeurs maximales des courbures scoliotiques, ou du moins évalué si le taux de prédiction est aussi bon pour celles ayant une faible courbure.

C'est dans cet ordre d'idée que Ramirez et al. (2006) ont tenté de prédire la déformation de la colonne vertébrale à partir de variables de topographie de surface, afin de déterminer la nécessité de traiter une SIA et le type de traitement à employer. Par contre, ils se sont plutôt tournés vers un procédé nommé « support vector machine » (SVM), ou séparateur à vaste marge, afin de trouver une relation entre les données de surface du tronc et la déformation de la colonne vertébrale. Le SVM est une méthode de classification permettant de déceler certains patrons à l'intérieur d'une base de données. Le fonctionnement de cette approche est illustré à la Figure 2.5. Dans un premier temps, la SIA est classée en fonction de la sévérité de la déviation latérale, qui peut être faible ($< 30^\circ$) ou importante ($\geq 30^\circ$). Par la suite, la classification se poursuit, mais seulement pour les SIA sévères qui sont divisées en trois groupes selon l'angle de Cobb. Le premier groupe comprend les scolioses avec un angle de Cobb $< 30^\circ$ dans le but d'éliminer celles mal classées à la première étape du SVM. Les personnes dans ce groupe sont suivies sans qu'aucun traitement ne soit prescrit. Les deuxième et troisième groupes répondent aux critères d'un angle de Cobb compris entre $30-44^\circ$ et $\geq 45^\circ$. Chez ces personnes, un corset est prescrit ou une chirurgie est proposée. Avec des paramètres de topographie de surface, leur méthode par SVM s'est avérée efficace en démontrant un taux de validité de 85% par rapport à l'angle de Cobb. Il importe alors de considérer la sévérité de la scoliose lorsque vient le temps d'établir le pronostic de la courbure. Bien que cette étude indique que la déformation 3D du tronc est alors en mesure de refléter la déviation latérale de la colonne, les données utilisées représentaient seulement des SIA d'angle de Cobb allant de 20 à 70° . Elle ne permet donc pas de déterminer si une telle relation entre la posture globale du tronc et la sévérité de la déformation vertébrale

existe pour les SIA en début d'évolution, soit avec une courbure de moins de 20° d'angle de Cobb.

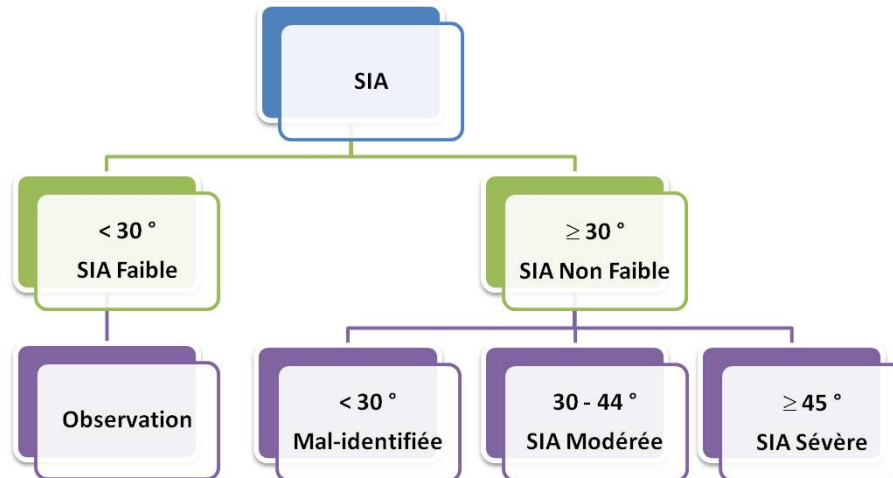


Figure 2.5 Méthode de classification en deux étapes par le SVM dans le but ultime de proposer une recommandation dans le traitement de la SIA. Adaptée de Ramirez et al. (2006).

Dans une seconde étude de classification de la SIA, Liu et al. (2001) se sont penchés sur cette problématique. La relation entre des paramètres de topographie de surface et la déformation latérale de la colonne vertébrale a été quantifiée chez des sujets SIA. Ces 248 sujets, dont 119 avaient une scoliose simple et 129 une double, étaient répartis en trois groupes en fonction de la sévérité de leur scoliose : inférieure à 10° (groupe 1), entre 10 et 20° (groupe 2) et supérieure à 20° (groupe 3). Une régression multiple calculait l'angle de Cobb à partir de plusieurs variables caractérisant la morphologie 3D du tronc, dont la déviation latérale et la sagittale du tronc entre T1 et S1 et tentait de classer les sujets dans les bons groupes. Puisque seulement quatre sujets faisaient parti du groupe 1 chez les SIA à doubles courbures, seuls ceux inclus dans les groupes 2 et 3 étaient considérés dans la régression. L'exactitude de ce système de classification pour les SIA à simple courbure

était de 85 %, 63,5 % et 71,7 % pour les groupes 1, 2 et 3 respectivement, tandis qu'elle s'élevait à 87,1 % et 76,1 % pour les SIA à doubles courbures. Liu et al. (2001) ont donc réussi à déterminer que la déformation du tronc peut prédire l'angle de courbure, et ce, même si la sévérité de la courbure vertébrale n'en est qu'au début d'évolution. Ce constat va en accord avec l'étude de Theologis et al. (1997) qui, suite au suivi de 78 patients SIA pendant un minimum de 18 mois, rapporte que des variables posturales permettent de détecter une progression significative de la courbure un an avant qu'il soit possible de le faire avec l'angle de Cobb. Ces variables correspondent, entre autres, à l'asymétrie latérale et la sévérité de la gibbosité qui reflètent l'inclinaison latérale et la rotation du tronc. L'utilisation de paramètres posturaux semble donc pouvoir expliquer la sévérité de la SIA, et ce, même avec des courbures modérées.

Aucune des investigations décrites précédemment n'a toutefois porté attention aux autres anomalies engendrées par la SIA afin de prédire l'angle de Cobb. Une régression multiple utilisant des variables reliant la morphologie pelvienne à la posture du tronc et à l'équilibre des sujets scoliotiques pourra possiblement prédire de manière plus précise l'angle de Cobb. Les trois premiers volets de cette thèse offrent un portrait global de ces types de problèmes associés à la SIA, sans toutefois mettre en perspective l'importance de ces paramètres dans la prédiction de l'angle de Cobb. C'est pourquoi, les objectifs du quatrième volet sont de déterminer les paramètres expliquant le mieux la sévérité de la SIA, afin d'identifier l'anomalie la plus susceptible d'être à l'origine de la progression de la SIA.

En résumé, cette thèse se veut être un portrait global de la relation existant entre la morphologie pelvienne, la posture du tronc et l'équilibre chez le sujet scoliotique. Des altérations dans ces trois aspects associés à la biomécanique sont reconnues comme étant présentes chez une population SIA. Toutefois, les liens existants entre ceux-ci ne sont toujours pas élucidés. La ceinture pelvienne, décrite par son orientation et sa géométrie, en jouant le rôle de fondation de la colonne vertébrale peut devenir problématique quant au contrôle de l'orientation de la colonne vertébrale (Burwell et al., 1992 ; Husson et al., 2010) si sa morphologie venait à être perturbée, telle que par une croissance osseuse altérée. Ainsi, à l'aide de nos travaux nous désirons analyser la morphologie pelvienne, l'attitude posturale du tronc et l'équilibre de sujets scoliotiques présentant différents degrés de sévérité. Ceci en vue de faire la lumière sur les relations entre les diverses anomalies associées à la SIA. En comparant des sujets scoliotiques modérés et sévères, il devient possible de mettre en évidence des facteurs pouvant prédire la sévérité de la scoliose.

CHAPITRE 3 : MÉTHODE

On présente dans un premier temps les caractéristiques des sujets étudiées. De jeunes filles saines ont servi de groupe témoin afin de d'identifier chez des adolescentes ayant une SIA de sévérité modérée et sévère, la présence d'anomalies au niveau : a) de la croissance osseuse, b) de la posture et c) de l'équilibre. On détaille ensuite le protocole expérimental employé pour chacun de ces types d'anomalies. Puis, en troisième lieu, une description et une explication des paramètres morphologiques, posturaux et d'équilibre utilisés ainsi que des analyses statistiques qui ont été effectuées sont exposées. Grâce à ces démarches, nous pourrions mettre en évidence les paramètres biomécaniques associés à la progression de la scoliose et à sa sévérité.

3.1 Participants

Au total, 74 jeunes filles ont été recrutées de manière volontaire à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. Chez 46 d'entre elles, une scoliose idiopathique de l'adolescence a été diagnostiquée par un chirurgien orthopédique. Les critères d'inclusion pour les sujets SIA étaient ceux de Bunnell (1986) : sexe, âge au moment du diagnostic, type de courbe et sa sévérité. Ont pris part à l'étude uniquement des jeunes filles entre 10 et 16 ans et ayant une courbure droite de la colonne vertébrale, dont l'angle de Cobb variait entre 10° et 60°. De plus, seules celles qui présentaient une scoliose affectant au moins en partie la portion thoracique de la colonne vertébrale étaient retenues pour l'étude. Les critères d'exclusion étaient la présence de troubles neurologiques ou musculosquelettiques, une altération majeure de la vision, une inégalité de longueur des membres inférieurs de plus d'un

centimètre (cm). Un dernier critère d'exclusion était de n'avoir reçu aucun traitement pour leur SIA. Ainsi, aucune jeune fille ne portait de corset, bien que 28 d'entre elles se sont en fait prescrire un. Aucune fille n'avait été opérée pour la colonne vertébrale ou pour toutes autres raisons. La moyenne d'âge des jeunes filles SIA était de $12,6 \pm 1,6$ an. Elles avaient en moyenne une taille et une masse de $153,4 \pm 9,6$ cm et de $43,3 \pm 8,9$ kg respectivement. L'angle de Cobb de la courbure principale de leur scoliose avait une moyenne de $27.5^\circ \pm 11.3^\circ$ et variait entre 11° et 52° .

Les sujets SIA possédaient toute une scoliose avec courbure principale droite. Pour 44 d'entre elles, la scoliose était de type thoracique, 16 ayant aussi une courbure lombaire gauche compensatoire de $28^\circ \pm 11^\circ$. Pour les 2 autres, elles présentaient une scoliose thoracolombaire. Les sujets SIA ont été séparés en deux groupes de sévérité, à savoir modérée et sévère. Un angle de Cobb médian de 27° a été arbitrairement utilisé comme critère de différenciation. Cet angle se situe près de la notion généralement acceptée qui considère une scoliose comme étant sévère lorsque celle-ci à une déformation de plus de 25° (Isu et al., 1992, Morrissy et al., 1990; Lonstein and Carlson, 1984; Bunnell, 1986; Parent et al., 2005; Tan et al., 2009; Wong et Tan, 2010).

Dans le groupe témoin, 28 jeunes filles sans scoliose et ayant un âge, une masse et une taille similaire aux sujets SIA ont pris part à l'étude. Afin de s'assurer de l'absence de déformation reliée à leur colonne vertébrale, ces participantes ont aussi été examinées par un chirurgien orthopédique. Celles portant des orthèses plantaires, présentant une asymétrie dans la longueur des jambes de plus d'un centimètre, souffrant de douleurs au dos ou ayant

tout autre signe de désordre postural ou neurologique étaient exclues de l'étude. Les caractéristiques démographiques moyennes de nos groupes de sujets sont résumées au Tableau 3.1. Aucune différence statistique n'a été retrouvée entre les groupes en ce qui a trait à l'âge ($p=0,6311$), la taille ($p=0,1171$) ou la masse ($p=0,3247$).

Tableau 3.1 Valeur moyenne et écart type pour l'âge, la taille et la masse des groupes de sujets témoins, SIA modérée et sévère ainsi que le nombre de sujets pour chacun de ces groupes. L'angle de Cobb et son amplitude sont indiqués pour les groupes de sujets SIA.

Groupe	Nombre	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	Angle de Cobb (°)	Amplitude de l'angle de Cobb (°)
Témoins	28	12,9 ± 1,4	1,56 ± 0,07	45,7 ± 7,6	N/A	N/A
SIA modérée	23	12,3 ± 1,8	1,51 ± 0,09	41,8 ± 7,8	17,8 ± 4,7	11-26
SIA sévère	23	12,8 ± 1,4	1,54 ± 0,10	44,8 ± 9,0	37,2 ± 6,5	28-52

3.2 Protocole expérimental

Nos acquisitions se sont déroulées au Laboratoire d'étude du mouvement du centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine, soit au même hôpital où l'on recrutait les patientes SIA. C'est d'ailleurs suite au diagnostic ou au suivi des patientes scoliotiques, soit le jour même, que l'on effectuait l'expérimentation. Le protocole expérimental a été approuvé par le comité d'éthique de l'Hôpital Sainte-Justine et chaque participante, ainsi qu'un de ses parents, ont signé le formulaire de consentement leur expliquant le déroulement de la séance et les objectifs de la recherche. Le protocole est divisé en deux parties. La première porte sur la morphologie pelvienne et la posture des sujets. En ce qui a trait à la

morphologie pelvienne, la distorsion, ou les anomalies dans la géométrie, est obtenue par les distances mesurées entre les marqueurs du pelvis, tandis que l'orientation implique la rotation pelvienne par rapport aux trois axes de l'espace. Pour la posture, on calcule les angles d'inclinaison à différents niveaux du tronc dans les trois plans anatomiques. Dans la seconde partie, on caractérise les oscillations du corps lors du maintien orthostatique. Une séance d'acquisition de toutes ces données prenait au total 30 minutes. Le protocole expérimental est présenté plus loin.

3.2.1 Mesure de la morphologie pelvienne et de la posture

La capture des données pour étudier la morphologie pelvienne et la posture est effectuée simultanément avec le sujet en station debout. Afin de standardiser l'orientation du corps et le polygone de sustentation entre les sujets, les pieds étaient positionnés à l'aide d'un gabarit (Figure 3.1) où les talons sont séparés l'un de l'autre de 23 cm et orientés vers l'extérieur de 15° (McIlroy and Maki 1997). Quatorze repères anatomiques sont identifiés par palpation au niveau de la ceinture pelvienne et sur la colonne vertébrale.

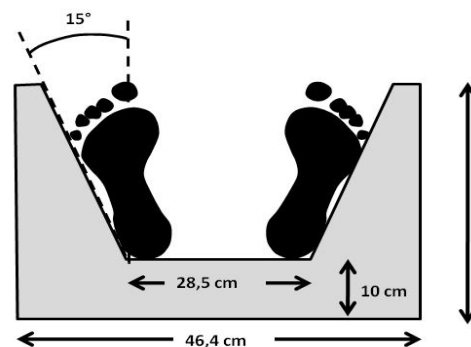
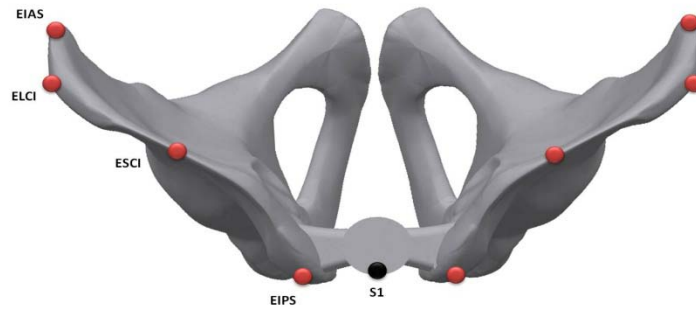


Figure 3.1 Gabarit utilisé pour la standardisation de la position des pieds lors de la prise des données posturales en position debout.

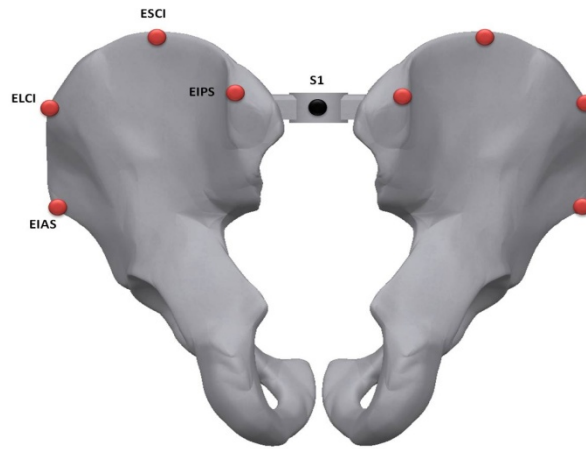
Au niveau pelvien, neuf repères anatomiques ont été sélectionnés (Figure 3.2). Ils correspondent au corps de la première vertèbre sacrée (S1), aux épines iliaques postéro-supérieures (EIPS; droite et gauche) et aux épines iliaques antéro-supérieures (EIAS; droite et gauche). Les quatre autres repères consistent aux extrémités supérieures droites et gauches de la crête iliaque (ESCI) et aux extrémités latérales droites et gauches de la crête iliaque (ELCI). Ces derniers représentent respectivement les endroits les plus élevés et les plus larges de la ceinture pelvienne. En plus de ces marqueurs, cinq autres ont permis de déterminer l'orientation et la position du tronc dans l'espace. Ces repères (Figure 3.3) sont : l'acromion droit et le gauche, l'angle inférieur de la scapula droite et de la gauche et l'apophyse épineuse de C7.

Ces 14 repères anatomiques sont couramment utilisés pour estimer la position et l'orientation du bassin (Pasha et al., 1998; LeBlanc et al., 1997) et du tronc (Nault et al., 2002). Leurs coordonnées ont été obtenues au moyen du système Flock of Bird (Ascension Technologies, Burlington, VT, É.-U.). Ce système comprend un pointeur émettant un signal électromagnétique qui est capté par une boîte réceptrice située à moins de 1,5 m de ce dernier. Tandis que les sujets sont en position orthostatique, l'expérimentateur (le même pour tous les sujets) doit toucher légèrement, avec le bout du pointeur, la peau recouvrant les repères anatomiques et activer le signal afin d'enregistrer leurs coordonnées 3D. Les coordonnées sont données en fonction des axes ML, AP et vertical. L'emploi de signaux électromagnétiques permet l'obtention des coordonnées des repères anatomiques situés entre le pointeur et la boîte réceptrice. Les coordonnées 3D obtenues sont données relativement à S1 et sont positives à droite, en antérieur et au-dessus de l'origine.

A)



B)



C)

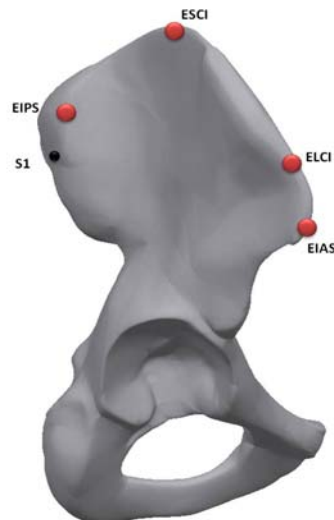


Figure 3.2 Schémas de la ceinture pelvienne indiquant le marqueur S1 (origine, en noir) et ceux de la crête iliaque, EIAS, EIPS, ESCI et ELCI (en rouge) dans les plans **A**) transverse (vue de haut), **B**) frontal (vue postérieure) et **C**) sagittal (vue latérale droite).

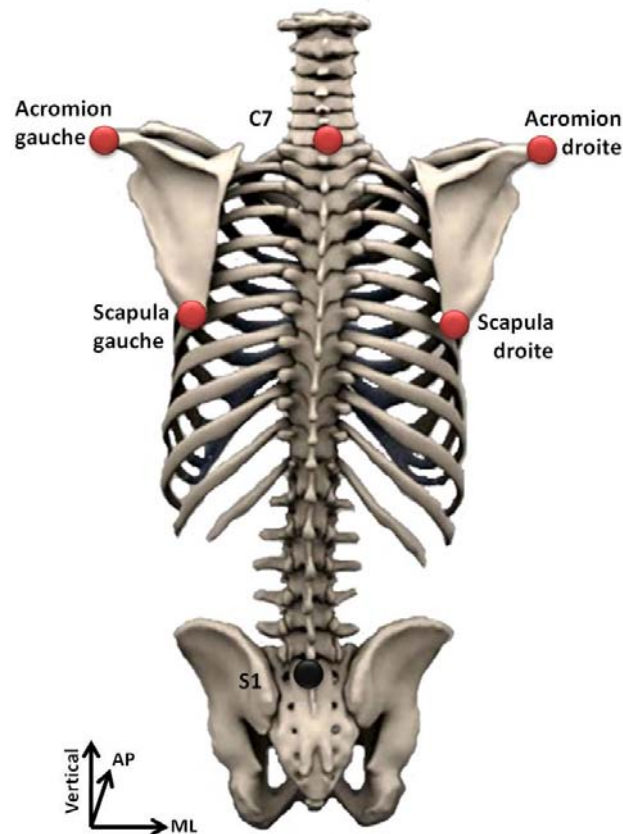


Figure 3.3 Schémas de la colonne vertébrale et de la ceinture scapulaire indiquant le marqueur S1 (origine, en noir), l'apophyse épineuse de C7, les acromions et les pointes inférieures des scapulas en vue dorsale.

Le système Flock of Bird a été utilisé dans le but d'investiguer l'attitude posturale de sujets SIA (Leblanc et al., 1997) et de déterminer la relation entre leur équilibre orthostatique et les paramètres posturaux qu'ils présentent (Nault et al., 2002). Selon Bellefleur et al. (1994), ce système a une résolution de 0,76 mm RMS (« root mean square » ou erreur quadratique moyenne) en translation et de 0,1° RMS lors de mesures angulaires. De leur

côté, Dao et al. (1997), en analysant les différences moyennes entre deux séries de mouvement pour lesquelles vingt angles ont été mesurés à partir du système Flock of Bird chez des sujets témoins, ont rapporté des différences non significatives de moins de 1°.

3.2.3 Mesure du contrôle de l'équilibre

Les oscillations corporelles ont été mesurées avec une plate-forme de force AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, É.-U.) qui permet l'enregistrement des forces appliquées sur sa surface et de calculer les moments en fonction dans les axes ML, AP et vertical. À partir des forces et moments, la qualité de l'équilibre est caractérisée au moyen de paramètres décrits à la section 3.3.

Une calibration de la plate-forme sans ajout de charge était réalisée pour une durée de 30 s avant chaque acquisition. Cette calibration avait pour but de déterminer le bruit de fond du système d'acquisition afin de l'éliminer des acquisitions suivantes. Tout comme lors des mesures de la morphologie pelvienne et de la posture, le gabarit décrit précédemment était utilisé pour positionner les pieds sur la plate-forme de force. Le gabarit est ensuite retiré avant de réaliser la capture des données. Les consignes suivantes étaient données à chaque sujet avant l'acquisition de données : se tenir debout en bougeant le moins possible avec les bras placés le long du corps et en fixant une cible de 1 cm de diamètre placée au niveau des yeux à une distance 1,2 m. La durée du test était de 64 s et l'échantillonnage des données s'est effectué à la fréquence de 64 Hz. En cas de bris des consignes mentionnés ci-haut, le test était répété. Afin d'éliminer l'effet d'une possible fatigue musculaire, un repos de deux minutes était accordé aux sujets entre chaque acquisition et une période de repos de 5

minutes entre les mesures morphologiques du bassin, celle de posture du tronc et celle du contrôle de l'équilibre,

3.3 Paramètres calculés

Il y a en tout 52 paramètres pour caractériser la morphologie pelvienne, l'attitude posturale et le contrôle de l'équilibre entre les trois groupes de sujets. Tout d'abord, les 36 paramètres relatifs à la morphologie pelvienne sont séparés en deux classes. La première se rapporte à l'orientation pelvienne qui est décrite par 12 rotations présentes dans les trois plans anatomiques (Figure 3.4). La seconde classe comprend les 24 distances pelviennes mesurées qui évalueront la présence ou l'absence de distorsion pelvienne par rapport aux différents groupes. Ensuite, s'ajoutent les paramètres posturaux associés à la position du corps par rapport à la ceinture pelvienne, qui se décrivent par 8 angles d'inclinaison frontale, sagittale et de rotation axiale. Enfin, il y a 8 paramètres relatifs au contrôle de l'équilibre permettant d'apprécier les caractéristiques de déplacement du COP, mais aussi du développement des moments de torsion autour de l'axe vertical, soit le moment libre.

3.3.1 Caractérisation de la morphologie pelvienne

L'orientation pelvienne est évaluée au moyen de 12 angles présents dans les trois axes. L'orientation de la ceinture pelvienne dans le plan transverse (rotation axiale, Figure 3.4A) et l'inclinaison dans le plan frontal (Figure 3.4B) est caractérisée à partir d'angles mesurés entre les droites joignant le côté droit et le gauche des quatre repères (EIPS, EIAS, ESCI et

ELCI) avec l'axe ML. On a assumé que ces angles seraient voisins de zéro et constants entre les groupes de sujets si le bassin est de niveau et qu'aucune différence dans la rotation ou l'inclinaison n'est retrouvée. L'inclinaison sagittale de la ceinture pelvienne est obtenue en calculant l'angle formé par la droite reliant la moyenne des repères droits et gauches au point de repère correspondant à S1, et par l'axe antéro-postérieur (AP), et ce pour chaque marqueur (Figure 3.4C). Cette méthode de calcul de la rotation pelvienne a été préférée à celle utilisée par Pasha et al. (2010), puisqu'elle utilise neuf marqueurs situés sur la ceinture pelvienne comparativement à quatre, ce qui procure une plus grande représentation de la morphologie de cette dernière.

Afin d'évaluer la structure pelvienne et la présence d'une distorsion, les coordonnées des marqueurs pelviens sont utilisées pour calculer la distance entre S1 et les huit repères de la crête iliaque. Ceci est effectué dans les axes ML, AP et vertical afin de quantifier la largeur, la profondeur et la hauteur de la crête iliaque. Une différence de distance entre le groupe témoin et ceux avec SIA signalerait la présence d'une distorsion pelvienne des SIA, représentative d'une croissance osseuse asymétrique.

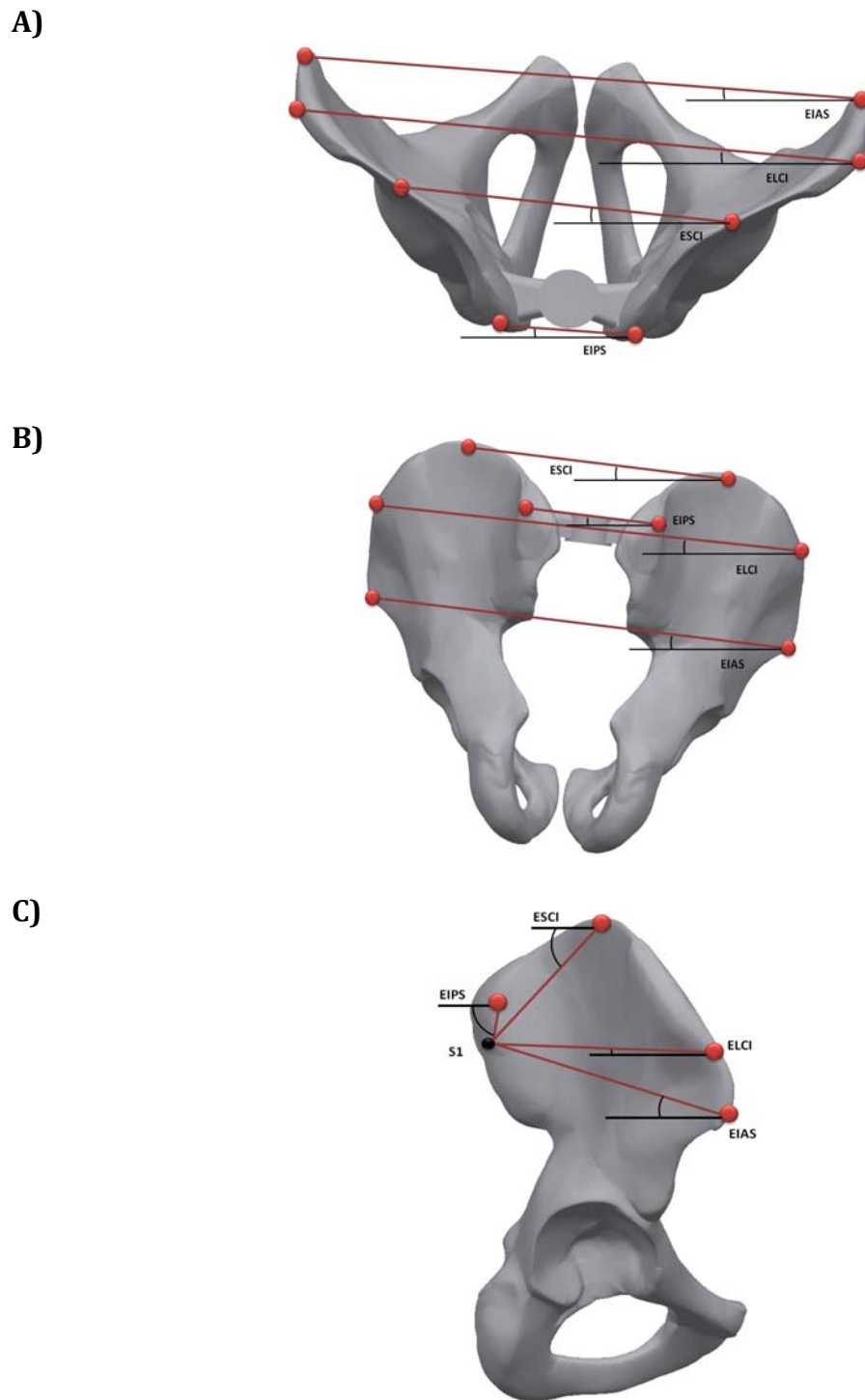


Figure 3.4 Schémas de la ceinture pelvienne indiquant le marqueur S1 (point noir), les repères de la crête iliaque (points rouge) et les angles d'inclinaisons qu'ils forment dans les plans A) horizontal, B) frontal et C) sagittal en fonction de l'horizontale (lignes noires).

3.3.2 *Évaluation posturale*

L'inclinaison du tronc dans le plan frontal et sagittal est mesurée selon trois segments, à savoir le tronc en entier, les épaules et la portion thoracolombaire. L'inclinaison du tronc est obtenue par l'angle formé par la verticale et la droite reliant S1 au marqueur C7 (Figure 3.5). Ce paramètre permet d'évaluer la décompensation du tronc atteint de scoliose, soit l'asymétrie du tronc entier (Schwender et Denis, 2000). De son côté, l'angle associé aux épaules est mesuré par la verticale et la droite reliant la position moyenne des acromions à S1. Il est important de considérer l'aspect des épaules, puisque qu'elles sont un des segments du corps les plus associés à la déformation corporelle associée à la SIA (Qiu et al., 2009; Raso et al., 1998). Le segment thoracolombaire quant à lui considère l'inclinaison de la droite allant de la position moyenne de l'angle inférieur des scapulas à S1 par rapport à la verticale. Ces angles inférieurs des scapulas, en étant au même niveau que l'apex de la cyphose thoracique en temps normal, permettent d'évaluer l'évolution la déformation sagittale du tronc. Un exemple d'inclinaison sagittale des trois angles obtenus dans ce plan est illustré à la Figure 3.5.

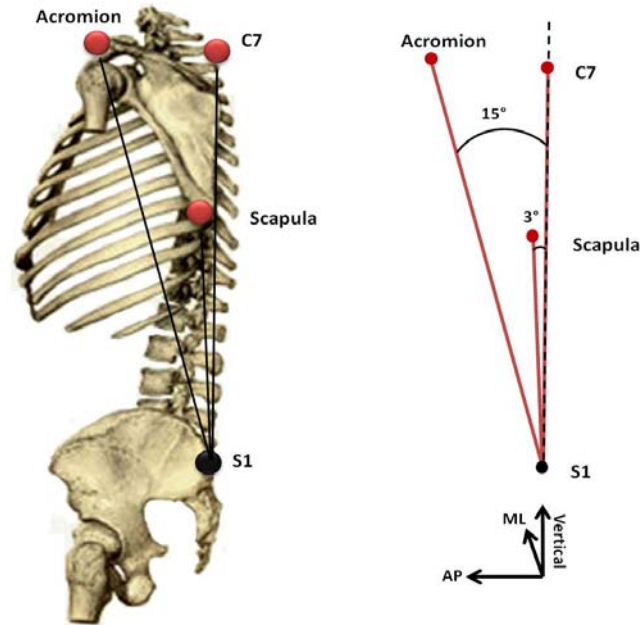


Figure 3.5 Schémas de la colonne vertébrale et de la ceinture scapulaire dans le plan sagittal indiquant les trois angles d'inclinaison sagittale par rapport à la ligne verticale (pointillée) en fonction de S1 (origine, en noir) pour l'apophyse épineuse de C7, les acromions et les pointes inférieures des scapulas (en rouge) en vue latérale gauche.

Pour ce qui est de l'orientation transverse (rotation axiale) du tronc, deux angles sont mesurés : l'un au niveau des acromions, l'autre des pointes inférieures des scapulas. Ces angles sont formés par une droite reliant les deux repères (acromions ou scapulas) et par la droite correspondant à l'axe ML, tel qu'illustré à la Figure 3.6. Ces angles permettent d'évaluer les compensations posturales du tronc entraînées par la rotation axiale de la SIA (Nault et al., 2002; Zabjek et al., 2005).

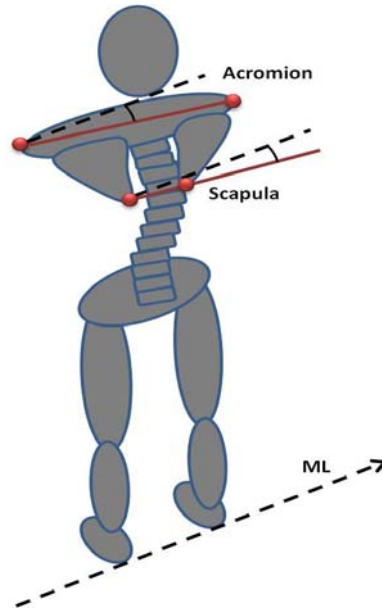


Figure 3.6 Schémas du corps représentant la rotation axiale de tronc, dans le plan horizontal, calculée à partir des angles formés par l'axe ML (ligne pointillée noire) et la droite (en rouge) reliant les marqueurs acromiaux droit et gauche et scapulaires droit et gauche (en rouge).

3.3.3 Quantification du contrôle postural

L'excursion du COP est calculée à partir des forces et des moments captés à la surface de la plate-forme de force. Des forces d'action positives correspondent à celles dirigées vers l'avant pour l'axe AP (F_{AP}), vers la gauche pour l'axe ML (F_{ML}) et vers le bas pour l'axe vertical (F_Z). De leur côté, les moments (M_{AP} , M_{ML} , M_Z) sont positifs dans le sens horaire selon leur axe respectif.

Le COP est défini comme étant le point d'application de la force résultante au niveau de la plate-forme de forces. La position du COP en ML et en AP est calculée, en mètres, en fonction des équations suivantes:

$$COP_{ML} = (M_{AP} + F_{ML} \times 0,0394) / F_V - 0,0 \quad (1)$$

$$COP_{AP} = (-M_{ML} + F_{AP} \times 0,0394) / F_V - 0,3 \times 10^{-3} \quad (2)$$

Les constantes dans les équations 1 et 2 (zéro, $-0,3 \times 10^{-3}$, 0,0394), données par le fabricant, représentent les distances selon les axes x, y et z entre le centre géométrique de la plateforme et son origine.

L'évaluation de l'équilibre associé à l'excursion du COP lors du maintien orthostatique est réalisée grâce à six variables. Il y a d'abord les positions moyennes du COP en AP et en ML (Beaulieu et al., 2009; Gauchard et al., 2001; Herman et al., 1985). Ce paramètre permet d'évaluer la position moyenne du centre de masse corporel en position debout (Carpenter et al., 2001; Gillette et al., 2002). Il complète alors les résultats obtenus pour l'étude de la posture des sujets SIA. Une valeur positive du COP dans l'axe ML (COP_{ML}) indique une position du COM vers la droite, tandis qu'une valeur positive en AP du COP (COP_{AP}) reflète une position antérieure du COM par rapport au centre de la plateforme.

Le second paramètre est l'amplitude de l'excursion du COP_{ML} et du COP_{AP} . Elle est calculée à partir de la valeur minimale et maximale selon les axes ML et AP. L'amplitude du COP représente les oscillations maximales produites lors d'un essai, ce qui signifie qu'elle reflète l'efficacité des mécanismes de contrôle de l'équilibre. Une augmentation de l'étendue du COP indique alors une plus grande instabilité (Hufschidt et al., 1980; Verhagen et al., 2005; Simoneau et al., 1996).

Le troisième paramètre relatif au COP utilisé est la vitesse moyenne du COP_{ML} et du COP_{AP} . Celles-ci sont reconnues comme étant un indicateur de l'intensité neuromusculaire

requis pour maintenir l'équilibre (Maki et al., 1994; Riach et Starkes, 1989; Simoneau et al., 2006). Une exacerbation de la vitesse moyenne du COP a d'ailleurs été notée dans l'étude de Corbeil et al. (2003) lorsqu'une fatigue musculaire était induite au niveau des gastrocnémiens. Ce paramètre a les avantages d'être une variable qui est stable (Lafond et al., 2004; Le Clair et Riach, 1996) et sensible aux modifications sensorielles (Riach et Starkes, 1989). Qui plus est, il est connu que la vitesse du COP, mais aussi son étendue, sont plus sensibles aux troubles d'équilibre que d'autres paramètres utilisés dans la littérature, telle la surface d'oscillation (Moghadam et al., 2011; Raymakers et al., 2005). C'est donc par les positions moyennes du COP_{ML} et du COP_{AP} , leur étendue et leur vitesse que l'équilibre dans les axes ML et AP est quantifié. L'équilibre peut donc être décrit grâce aux déplacements translatifs du COP. Il est aussi possible d'évaluer l'équilibre par les oscillations du corps produites autour de l'axe vertical. Ceci est réalisé à partir du calcul d'un moment retrouvé à la position du COP.

En effet, trois moments sont développés autour du COP, dont un, le moment libre. Le moment libre est défini comme étant le moment vertical à la position du COP. Il est calculé à partir de M_Z à l'origine de la plate-forme de forces, de deux moments résultant de F_{AP} et F_{ML} ainsi que des positions en AP et en ML du COP. Le moment libre évalue l'oscillation globale du corps contribuant à la gestion de l'équilibre dans le plan horizontal (Dalleau et al., 2007; Beaulieu et al., 2010). Son calcul est décrit par l'équation suivante :

$$T_Z = M_Z + F_{AP} \times COP_{ML} - F_{ML} \times COP_{AP} \quad (3)$$

La valeur moyenne du T_Z peut montrer si les sujets SIA présentent une rotation axiale du corps plus présente d'un côté que de l'autre, tandis que l'amplitude du T_Z , calculée à partir

de la valeur maximale moins la minimale, quantifie l'efficacité du contrôle de l'équilibre autour de l'axe vertical en position debout (Dalleau et al., 2007; Beaulieu et al., 2010).

Par ces huit paramètres, dont six sont reliés au COP_{ML}/COP_{AP} et deux au T_Z , le contrôle de l'équilibre est évalué pour les trois groupes de sujet lors du maintien orthostatique. La section suivante porte sur les analyses statistiques employées pour répondre aux objectifs de l'étude.

3.4 Analyses statistiques

Les objectifs de cette étude sont séparés en quatre volets. Le premier a trait à la morphologie pelvienne, le second à la posture, le troisième à l'équilibre et le dernier à la détermination des relations présentes entre l'angle de Cobb et les paramètres pelviens, posturaux et d'équilibre. Les analyses statistiques, employés pour répondre aux objectifs, se divisent aussi en quatre sections. Toutefois, il est plus simple de les distinguer en fonction des objectifs auxquels elles répondent.

3.4.1 Différences intergroupes : morphologie pelvienne, posture et équilibre

L'impact de la scoliose sur la distorsion et l'orientation pelvienne est évalué par des analyses de variance intergroupe qui sont réalisées pour les 24 distances (huit distances dans chacun des trois plans) et les 12 angles (quatre angles par plan) entre les trois groupes de sujets. Une correction de Bonferroni est appliquée afin de contrôler les erreurs de type 1,

qui représentent le rejet d'une vraie hypothèse nulle, en ajustant les valeurs de p calculées pour ces ANOVA. Une différence significative correspond à une valeur de $p < 0,05$.

Des ANOVA intergroupes sont aussi effectués pour distinguer la posture des sujets témoins et ceux présentant une SIA modérée et sévère. Par ces analyses employant aussi des corrections de Bonferroni et un degré de signification de $p < 0,05$, les variances intragroupes et intergroupes sont considérées afin de comparer les différences significatives pour les paramètres posturaux, soit les angles d'inclinaison frontale et sagittale et la rotation axiale, entre les trois groupes de sujets. Les mêmes tests statistiques sont réalisés pour les paramètres d'équilibre associé au COP et aux T_Z entre les groupes de sujets.

3.4.2 Relations simples avec l'angle de Cobb, la morphologie pelvienne et la posture

Afin de déterminer et quantifier les relations possiblement présentes entre l'angle de Cobb et les paramètres morphologiques pelviens, 36 coefficients de corrélations de Pearson sont calculés, soit 24 avec des paramètres de distorsion et 12 avec ceux d'orientation pelvienne. Toutefois, si une différence intergroupe dans la distorsion s'avère significative (détectée par ANOVA), aucune corrélation n'est réalisée avec les paramètres de l'orientation pelvienne, car des modifications dans la morphologie de la crête iliaque affecteraient ces corrélations. Des coefficients de corrélations de Pearson sont aussi effectués afin de répondre au dernier objectif, c'est-à-dire de déterminer la présence d'une possible relation pouvant exister entre l'orientation et la géométrie pelvienne des sujets scoliotiques. Pour être considérées comme étant significatives, ces corrélations, et les prochaines décrites plus bas, doivent présenter une valeur de $p < 0,05$.

Des corrélations de Pearson sont aussi effectuées entre l'angle de Cobb et les angles d'inclinaison frontaux, sagittaux et d'orientation axiale pour déterminer les relations présentes entre la sévérité de la SIA et la posture du tronc. Ces corrélations sont réalisées pour les deux groupes SIA de manière confondue. D'autres corrélations sont calculées entre ces mêmes paramètres, mais pour chacun des groupes séparément (SIA modérée versus sévère). En raison du nombre réduit de sujets pour ces derniers, des corrélations non paramétriques de Spearman sont effectuées.

Des corrélations de Pearson sont aussi réalisées entre l'angle de Cobb et l'équilibre postural, toujours dans l'objectif de déterminer la présence d'une possible relation entre la sévérité de la SIA et le contrôle de l'équilibre. Celles-ci sont faites pour les deux groupes SIA de manière confondue. Ainsi, huit coefficients de Pearson sont retrouvés : trois associés au COP_{ML} , trois au COP_{AP} et deux au T_z . Tout comme il a été question avec les paramètres posturaux, des corrélations de Spearman ont aussi effectuées chacun des groupes SIA de manière séparée dans le but de comprendre la contribution des groupes aux relations présentes.

Dans l'objectif d'identifier la présence d'une relation entre les paramètres de distorsion pelvienne et de la posture, des corrélations sont effectuées entre les longueurs de la crête iliaque en AP et en ML, les inclinaisons et les rotations axiales du tronc. Dans un même ordre d'idée, en supposant que les paramètres d'équilibre reflètent une dysmorphie pelvienne ou une modification posturale, des coefficients de corrélations de Pearson sont

calculés entre les variables du COP_{AP} , COP_{ML} et du T_Z par rapport aux distances de la crête iliaque et aux inclinaisons rotations axiales du tronc respectivement.

3.4.3 Régressions multiples exprimant l'angle de Cobb

À la suite de ces corrélations simples, on a une image globale des associations pouvant être établie entre la scoliose et la ceinture pelvienne, du tronc et de l'équilibre. On termine alors l'analyse statistique en exprimant l'angle de Cobb par les paramètres de distorsion pelvienne, reflétant une croissance osseuse anormale, d'inclinaison et de rotation axiale du tronc et de contrôle de l'équilibre. Ceci est fait au moyen de régression multiple de type « forward step-wise » avec ces paramètres de manière combinée, mais aussi séparée, de sorte qu'il est possible de déterminer la classe de paramètres prédisant le mieux l'angle de Cobb. Ces régressions multiples permettent de mettre en évidence certains facteurs qui peuvent servir au domaine clinique pour le pronostic d'une SIA.

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS

On présente ici les analyses statistiques des quatre volets de cette thèse qui sont présentées en quatre sections. La première investigate la morphologie pelvienne associée à la SIA. La seconde partie porte sur l'analyse de la posture associée à la SIA. La troisième section, portant les résultats associés à l'équilibre orthostatique des SIA, est présentée sous le même format que les deux premiers volets. La quatrième section porte sur l'élaboration des régressions multifactorielles qui tenteront de prédire l'angle de Cobb afin de déterminer les facteurs d'évolution des SIA.

4.1 Orientation et distorsion pelviennes

Cette première section porte sur les anomalies de morphologie pelvienne retrouvées chez le sujet scoliotique, en fonction de la sévérité de la déformation vertébrale. Les différences intergroupes en ce qui a trait à l'orientation et à la distorsion pelvienne seront d'abord présentées. Ceci est réalisé dans l'objectif de distinguer la présence d'anomalies de croissance osseuse ou d'orientation pelvienne selon l'évolution de la SIA. Puisque l'analyse de la morphologie pelvienne pourrait être biaisée par la rotation du bassin, des corrélations entre l'orientation et les distorsions pelviennes suivent afin de dissocier les résultats de l'une par rapport à l'autre. Enfin, des corrélations effectuées entre l'angle de Cobb et la géométrie pelvienne clôturent cette section dans le but de déterminer la relation pouvant exister entre la croissance osseuse et la sévérité de la scoliose.

La Figure 4.1 illustre les moyennes et écarts-types de l'orientation pelvienne, pour les inclinaisons frontales et sagittales et la rotation dans le plan horizontal des trois groupes : témoin, SIA modérée et SIA sévère. Les analyses (ANOVA: 3 groupes x 1 angle) n'ont décelé aucune différence significative entre les trois groupes, et ce pour les 12 angles associés à l'orientation pelvienne. Dans le plan frontal, il est attendu que ces angles aient une valeur rapprochée de zéro, puisque les côtés droits et gauches des repères iliaques devraient être au même niveau. La moyenne globale pour ces angles est de $1,2 \pm 2,0^\circ$. Le plus grand écart-type observé pour l'inclinaison frontale des sujets SIA (soit d'environ $5,1^\circ$) est retrouvé pour les EIAS. Ces résultats suggèrent que le côté droit de la crête iliaque est surélevé comparativement au côté gauche et qu'il y a une plus grande variabilité lorsque cette inclinaison est considérée en fonction de la position des EIAS.

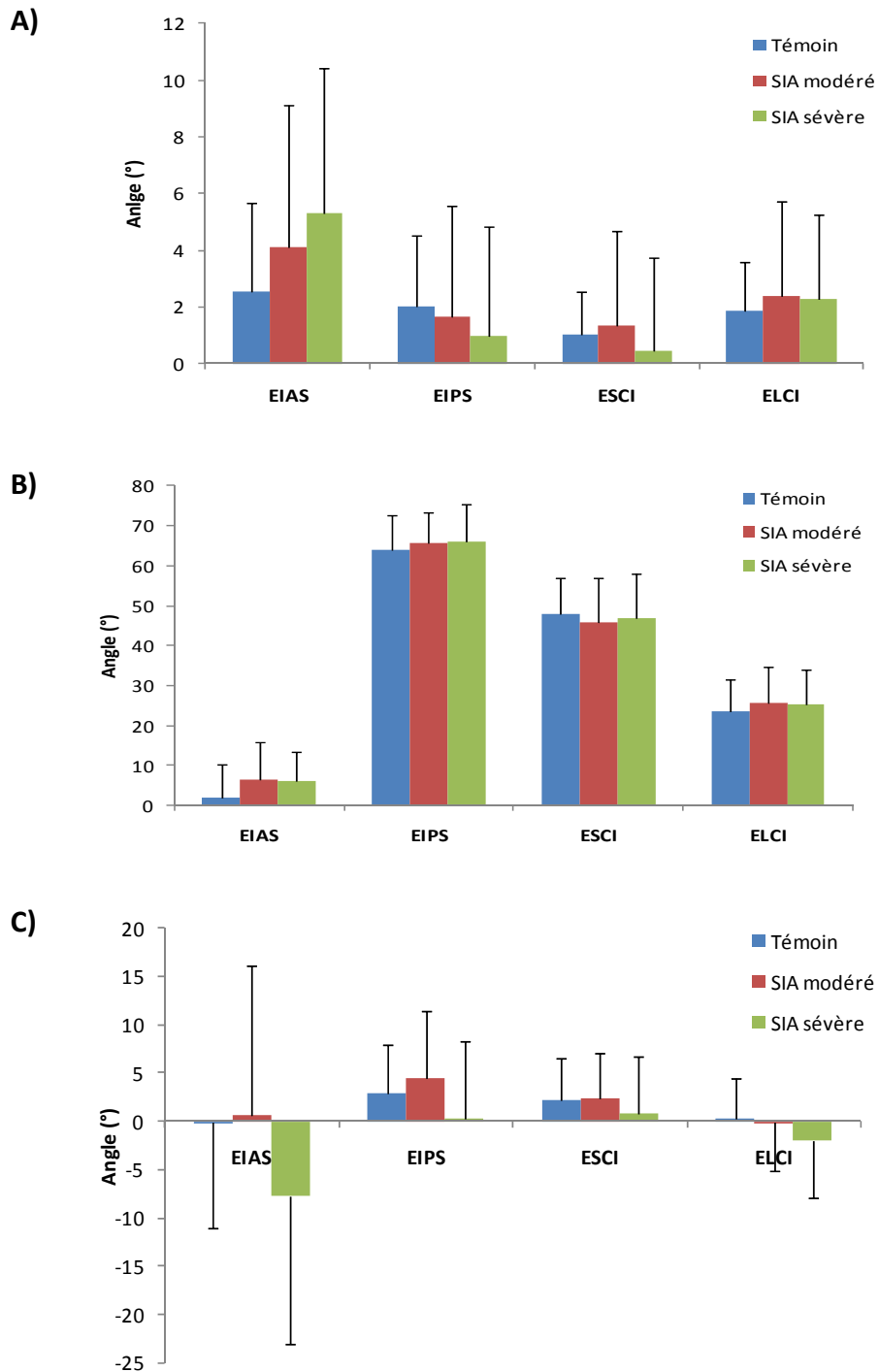


Figure 4.1 Moyennes et écarts-types des angles des EIAS, EIPS, ESCI et ELCI pour le plan **A)** frontal, **B)** le sagittal et **C)** l'horizontal chez les groupes de sujets témoins (en bleu), SIA modérée (en rouge) et SIA sévère (en vert). Des angles positifs dans le plan transverse indiquent une inclinaison vers la droite, vers l'avant et une rotation vers la gauche respectivement.

Pour le plan sagittal (Figure 4.1B), les angles retrouvés ne représentent pas le niveau du bassin, mais l'orientation du repère anatomique par rapport à l'horizontale selon S1, puisque les quatre marqueurs ne sont pas à la même hauteur. Une augmentation d'inclinaison frontale d'environ $4,5^\circ$ des EIAS est obtenue chez les deux groupes de sujets SIA comparativement au groupe témoin, bien que cette tendance ne soit pas significative. Les écarts types des mesures demeurent similaires pour tous les marqueurs de la crête iliaque. Contrairement au plan frontal, les EIAS ne démontrent donc pas une plus grande variabilité dans le plan sagittal.

Bien qu'aucune différence ne se soit significative pour l'orientation pelvienne dans le plan horizontal (Figure 4.1C), la rotation des sujets avec SIA sévère atteint toujours une moyenne en dessous de celles des deux autres groupes de sujets. Une valeur négative moyenne de $-1,9^\circ$ pour tous les marqueurs confondus indique alors la présence d'une rotation droite, c'est-à-dire qui amène le côté droit du pelvis derrière le gauche. Ceci semble davantage se produire pour les marqueurs EIAS qui atteignent une rotation de $-7,7^\circ$. C'est aussi pour ces mêmes repères pelviens que l'écart-type est le plus important pour les deux groupes SIA ($15,4^\circ$). Les EIAS démontrent alors une plus grande variabilité dans le plan horizontal tout comme dans le plan frontal. En somme, il n'y a pas de différence quant à l'orientation pelvienne entre les sujets non-scoliotiques et scoliotiques, et ce peu importe le degré de sévérité de la déformation.

Les moyennes et les écarts-types des longueurs en ML, en AP et à la verticale mesurées de S1 aux 8 marqueurs iliaques droits et gauches pour les trois groupes de sujets sont résumées

dans le Tableau 4.1. Le groupe SIA sévère démontre trois différences significatives par rapport aux deux autres groupes. En effet, les largeurs de l'EIAS, l'ESCI et l'ELCI du côté droit par rapport à S1 sont plus grandes respectivement de 11,4 mm, 12,4 mm et 10,4 mm par rapport au groupe SIA modérée ($p \leq 0,005$). Aucune différence n'est retrouvée entre le groupe SIA sévère et le témoin. De plus, l'EIPS gauche du groupe SIA sévère est située 5,5 mm devant ($p = 0,004$) celle du groupe témoin. En ce qui a trait à la hauteur de la crête iliaque, les sujets avec SIA sévère se démarquent une fois de plus des sujets témoins en démontrant une hauteur moyenne des EIPS droite et gauche de 9,1 mm au-dessus de celle du groupe témoin ($p = 0,038$). Aucune différence significative en ce qui a trait à la hauteur de la crête iliaque n'a été trouvée entre les groupes SIA modérée et SIA sévère. De son côté, le groupe SIA modérée possède une profondeur pelvienne gauche plus petite de 17,5 mm ($p = 0,001$) et 15,4 mm ($p = 0,012$) comparativement au groupe témoin et au groupe SIA sévère respectivement. La Figure 4.2 illustre ces différences significatives. En somme, les sujets avec SIA modérée se distinguent des deux autres groupes par une diminution de la profondeur (AP) de leur crête iliaque gauche, tandis que ceux avec une SIA sévère diffèrent par leur importante largeur au niveau de la crête iliaque droite. La différence dans les longueurs chez les jeunes filles SIA est représentative d'une altération de la géométrie du bassin. Cette distorsion morphologique reflète une anomalie dans la croissance osseuse. La géométrie de la ceinture pelvienne est alors affectée par la scoliose, bien que son orientation demeure non significativement différente des sujets normaux.

Tableau 4.1 Moyennes et écarts-types des distances ML, AP et verticales entre S1 et EIAS, EIPS, ESCI et ELCI droites et gauches des groupes de sujets témoins, SIA modérées et SIA sévères (* marque une différence significative entre le groupe SIA modérée et SIA sévère; • indique une différence significative entre SIA sévère et témoins; † indique une différence significative entre le groupe SIA modérée et témoins/SIA sévère).

	Témoins		SIA modérée		SIA sévère	
	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)
Distance ML (longueur)						
EIAS droite	108,2	17,2	102,9*	15,2	114,3	12,5
EIAS gauche	-113,8	17,7	-109,5	21,1	-107,5	22,1
EIPS droite	35,4	9,4	33,4	8,7	36,9	6,8
EIPS gauche	-36,8	6,4	-38,7	9,2	-41,8•	7,2
ESCI droite	109,1	17,8	107,3*	13,9	119,7	18,5
ESCI gauche	-114,5	17,4	-111,6	19,2	-112,9	19,3
ELCI droite	123,1	14,7	118,0*	12,9	128,4	12,1
ELCI gauche	-131,1	15,1	-124,1	17,0	-123,0	19,4
Distance AP (profondeur)						
EIAS droite	158,3	17,5	147,3	20,8	149,7	18,7
EIAS gauche	163,0	22,2	145,5†	16,2	160,9	14,2
EIPS droite	15,2	17,3	16,2	7,7	14,2	7,1
EIPS gauche	9,0	6,4	11,1	6,3	14,5•	6,9
ESCI droite	64,6	27,4	71,5	19,7	71,9	20,0
ESCI gauche	58,4	26,8	60,1	18,6	67,0	19,9
ELCI droite	123,8	24,4	114,3	18,5	116,7	18,8
ELCI gauche	124,9	26,7	113,5	16,7	124,1	18,9
Distance verticale (hauteur)						
EIAS droite	9,8	26,4	20,1	20,8	19,8	21,5
EIAS gauche	2,5	27,6	12,8	24,4	13,4	21,6
EIPS droite	26,9	17,4	34,0	11,5	36,9•	10,8
EIPS gauche	21,8	15,8	28,5	10,4	30,0•	7,8
ESCI droite	69,4	22,9	74,4	19,7	77,0	20,7
ESCI gauche	61,5	22,1	65,0	23,8	72,0	22,0
ELCI droite	55,5	21,9	59,8	18,9	59,7	21,5
ELCI gauche	51,3	21,8	52,4	24,4	56,6	22,2

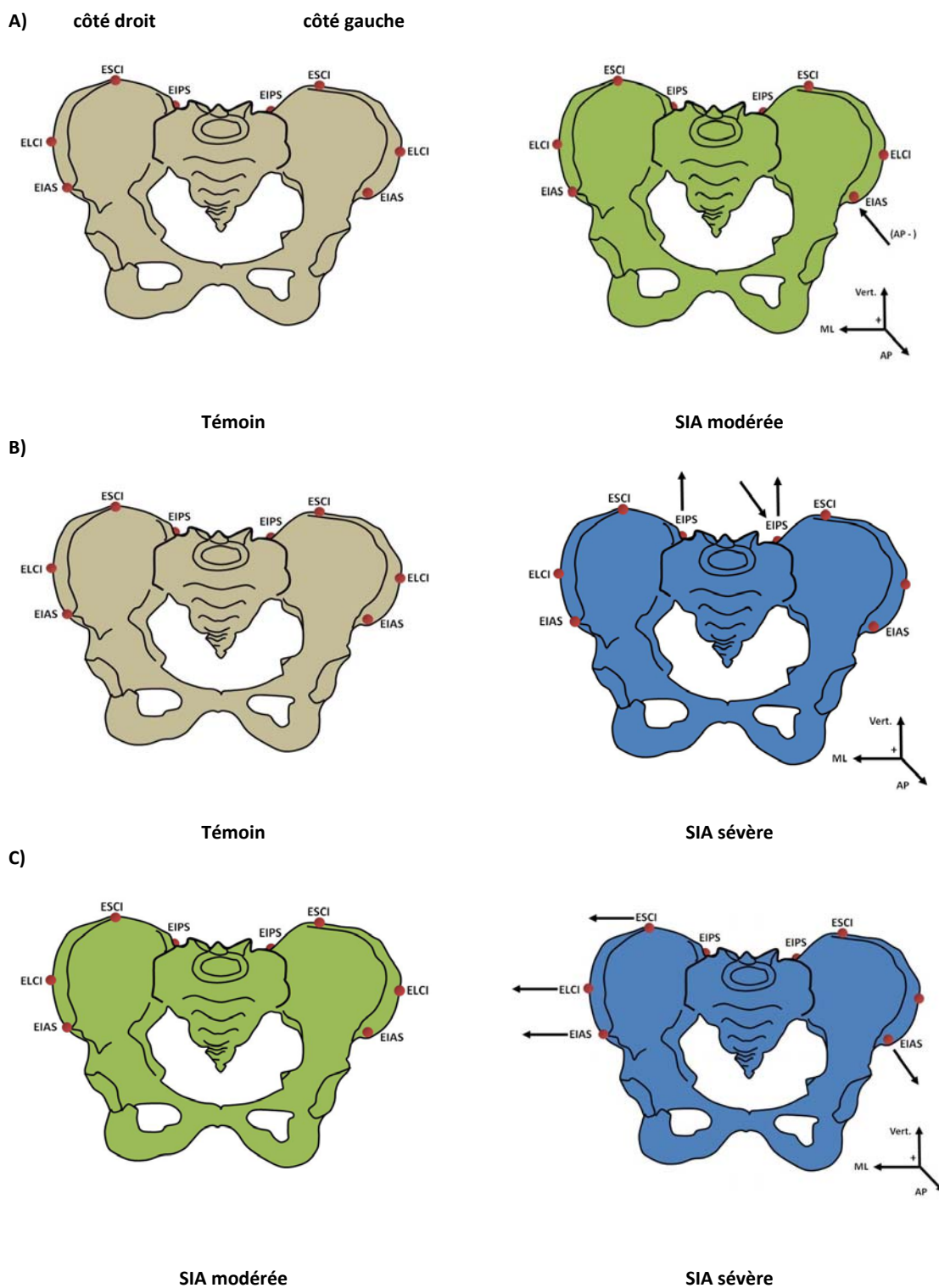


Figure 4.2 Schémas représentant les différences significatives dans les trois plans de la ceinture pelvienne (vue antérieure) pour les distances entre les repères iliaques et S1 entre les groupes **A)** témoïn (en beige) et SIA modérée (en vert), **B)** témoïn et SIA sévère (en bleu) et **C)** SIA modérée et sévère.

Le Tableau 4.2 récapitule les coefficients de corrélations retrouvés entre les angles de rotation pelvienne dans le plan transverse et les longueurs des marqueurs de la crête iliaque jusqu'à S1 selon les axes ML et AP. Pour ce qui est des relations retrouvées avec la distance des marqueurs iliaques en ML, celles-ci sont significatives pour la majorité des marqueurs, allant d'un $R = -0,326$ (EIPS gauche) à $-0,537$ (EIAS droite). Ainsi, plus la crête iliaque droite gagne en largeur et plus la crête iliaque est étroite, plus il y aura rotation de la ceinture pelvienne autour de l'axe vertical dans le sens horaire, de façon à ce que le côté droit de celle-ci soit vers l'arrière comparativement au côté gauche.

Tableau 4.2 Coefficients de corrélations de Pearson entre la rotation pelvienne dans le plan transverse et les distances en ML et en AP pour les marqueurs de la crête iliaque. L'astérisque (*) indique une corrélation significative.

Repères iliaques	Distance ML	Distance AP
Côté droit		
EIAS	-0,536*	0,209
EIPS	-0,326*	0,209
ESCI	-0,095	0,092
ELCI	-0,356*	0,035
Côté gauche		
EIAS	-0,537*	0,177
EIPS	-0,064	0,162
ESCI	-0,182	0,131
ELCI	-0,435*	0,123

Quant aux corrélations retrouvées entre la rotation pelvienne et les distances des marqueurs dans l'axe AP, les plus fortes ont une valeur de $R = 0,209$ et sont retrouvées pour les marqueurs droits de l'EIAS et EIPS. Toutefois, aucune d'entre elles n'est significative. Il y a ainsi une association entre l'orientation et les distorsions pelviennes en ML qu'en AP. Puisqu'une distorsion pelvienne est retrouvée chez les sujets SIA mais qu'aucune

différence n'est observée quant à leur orientation, la relation entre la géométrie et l'orientation pelvienne démontre que cette dernière est conséquente de la distorsion.

Comme des différences morphologiques pelviennes sont présentes entre les groupes SIA, aucune corrélation n'a été effectuée entre l'angle de Cobb et les orientations pelviennes. Les corrélations auraient pu refléter plus de la distorsion que des différences dans l'orientation pelvienne. Seuls des coefficients de corrélations de Pearson sont réalisés avec les 24 valeurs associées à la distorsion. Ces coefficients sont colligés dans le Tableau 4.3 pour les deux groupes SIA confondus.

Tableau 4.3 Coefficients de corrélations de Pearson entre l'angle de Cobb et les paramètres de distorsion pelvienne dans l'axe ML, AP et vertical pour les deux groupes SIA confondus. L'astérisque (*) indique une corrélation significative.

	ML	AP	Vertical
Côté Droit			
EIAS	0,595*	-,0844	-0,120
EIPS	0,144	-0,154	0,029
ESCI	0,367*	-0,044	-0,052
ELCI	0,504*	-0,023	-0,157
Côté Gauche			
EIAS	0,174	0,321*	-0,106
EIPS	0,000	0,366*	-0,065
ESCI	0,084	0,221	0,019
ELCI	0,147	0,187	-0,089

Cinq corrélations positives, associant les angles de Cobb aux distances des marqueurs de la crête iliaque, se sont avérées statistiquement significatives. La longueur entre S1 et les

repères EIAS ($R = 0,595$), ESCI ($R = 0,367$) et ELCI ($R=0,504$) droits augmente en largeur avec un accroissement de l'angle de Cobb. Pour le côté gauche de la ceinture pelvienne, plus la profondeur en fonction des marqueurs EIAS ($R = 0,321$) et EIPS ($R = 0,366$) s'accroît, plus l'angle de Cobb est sévère. Il est à noter que les valeurs des corrélations relatives à la largeur de la crête iliaque, qui atteignent en moyenne $R = 0,489$, sont plus fortes que modérées lorsqu'elles sont comparées à celles retrouvées pour la profondeur, dont le R moyen est de $0,343$. Aucune corrélation n'a été retrouvée entre les angles de Cobb et la hauteur de la crête iliaque. Il semble qu'une anomalie de croissance osseuse manifestée par un pelvis plus large du côté droit et plus profond du côté gauche est associée à la progression de la sévérité scoliothique.

4.2 Inclinaisons et rotations axiales du tronc

On présente ici les résultats obtenus suite à l'analyse de l'attitude posturale de sujets non-scoliotiques et scoliotiques modérés ou sévères. Cette posture est quantifiée en termes d'inclinaison et de rotation en fonction de repères anatomiques postérieurs à différents niveaux du tronc. Les différences intergroupes sont d'abord décrites afin de distinguer les anomalies posturales présentes chez le sujet scoliotique. Puis, dans le but de déterminer si la sévérité de la scoliose est associée à ces modifications de posture, les résultats des corrélations retrouvées entre l'inclinaison et la rotation du tronc et l'angle de Cobb des scoliotiques sont exposés. Nous pourrions alors déterminer, parmi toutes les modifications posturales, lesquelles sont un reflet de l'angle de Cobb, et si l'attitude posturale est déjà modifiée lors de présentation d'une SIA modérée. Enfin, d'autres corrélations entre les

paramètres de posture et celles de la morphologie pelvienne chez les SIA seront décrites. Ces dernières analyses testeront la présence d'une association entre les anomalies de posture et les distorsions pelviennes présentes chez les sujets SIA.

La Figure 4.3 présente les angles d'inclinaison frontaux et sagittaux ainsi que de rotation axiale du tronc pour les trois groupes de sujets. Pour les angles retrouvés dans le plan frontal (Figure 4.3A), le groupe témoin démontre des valeurs n'allant pas au-delà de 2° d'inclinaison latérale, et ce pour les trois niveaux, ce qui indique une posture relativement symétrique. Le groupe SIA modérée tend d'ailleurs à présenter une attitude posturale similaire au groupe témoin quant à leur posture dans le plan frontal. Ceci n'est toutefois pas le cas pour le groupe avec SIA sévère, qui présente des différences significatives comparativement avec deux autres groupes quant à l'inclinaison latérale des pointes inférieures des scapulas. Cette inclinaison révèle une déviation de $2,7^\circ$ vers la droite comparativement aux deux autres groupes qui montrent peu d'inclinaison. La variabilité de cette inclinaison des scapulas groupe SIA sévère, dont l'écart-type est de $5,3^\circ$, est près de deux fois supérieures à celle des deux autres groupes ($3,0^\circ$). Puisque les pointes inférieures des scapulas correspondent approximativement au niveau de la septième vertèbre thoracique (T7), cette déviation thoracique droite semble être due à la courbure thoracique de la SIA. C'est donc par la déviation latérale des scapulas, reflétant la courbure thoracique de la colonne et la déformation de la cage thoracique, que la posture des sujets avec SIA sévère se distingue de celle des sujets témoins et avec SIA modérée. Ainsi, contrairement aux jeunes filles ayant une courbure latérale modérée, celles qui en ont une sévère sont

sujettes à une déformation latérale de la portion médiane de leur thorax, probablement due à l'altération de la morphologie de leur cage thoracique.

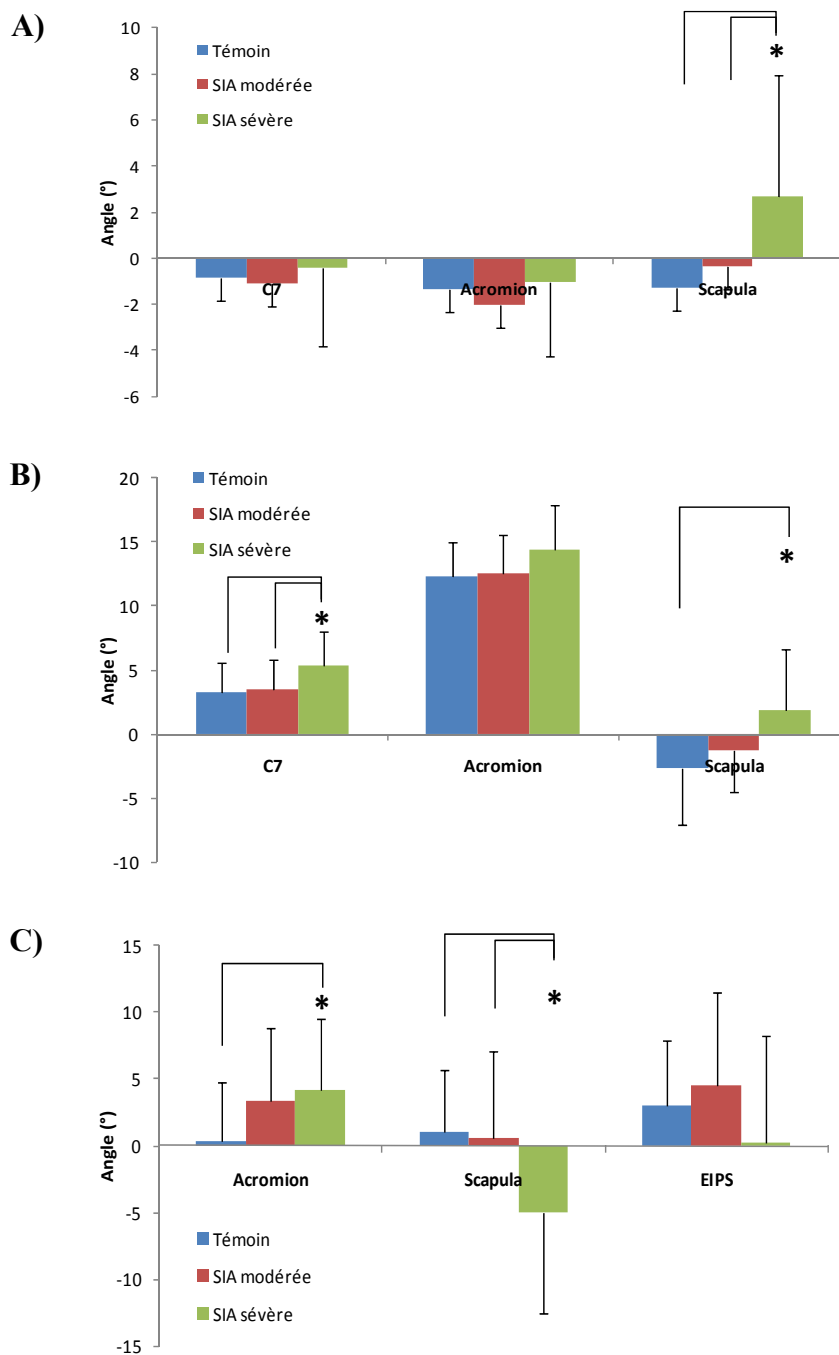


Figure 4.3 Angles d'inclinaison **A)** frontale et **B)** sagittale en fonction de C7, des acromions et des pointes inférieures des scapulas et **C)** orientation transverse selon le niveau acromial, scapulaire ou pelvien (EIPS), chez les sujets témoins (bleu), SIA modéré (rouge) et SIA sévère (vert).

Les inclinaisons du tronc dans le plan sagittal pour les trois groupes de sujets sont représentées à la Figure 4.3 B. Les résultats montrent l'attitude posturale des sujets témoins qui serviront de référence. En se rapportant à la verticale passant par S1, les positions moyennes de C7 et des acromions sont antérieures à 3° et à 12° respectivement de cette dernière, tandis que les pointes inférieures des scapulas sont positionnées à 2° en postérieur. La position antéro-postérieure de C7 révèle une première différence significative pour le groupe avec SIA sévère. Une inclinaison antérieure de 5,4° est retrouvée chez ce groupe, ce qui est une augmentation d'environ 2° à celles observées chez les deux autres groupes (3,4°). Le haut du tronc est alors avancé chez les jeunes filles ayant une scoliose sévère, ce qui n'est pas observable chez celle avec une sévérité modérée. Des résultats similaires, mais non significatifs sont aussi notés pour les acromions. Le groupe avec SIA sévère montre une inclinaison du tronc davantage en antérieure d'environ 2° comparativement aux deux autres groupes. Ces tendances au niveau des acromions ne sont toutefois pas significatives entre les sujets témoins et SIA sévères ($p = 0,059$), ainsi que les SIA modérées et témoins ($p = 0,140$). La posture des jeunes filles avec une SIA sévère se distingue de celles des jeunes filles sans et avec SIA modérée par l'inclinaison antérieure du haut du tronc, reflétée par l'avancement de C7 par rapport à S1.

Cette inclinaison antérieure du tronc, par rapport à C7, des sujets avec SIA sévère prend aussi place au niveau des scapulas. En effet, ceux-ci démontrent une position des scapulas de 1,8° vers l'avant par rapport à S1 et se distinguent des sujets témoins pour qui leurs scapulas se situent à 2,7° vers l'arrière ($p < 0,001$). Bien que le groupe avec SIA modérée

ne montre pas de différence significative comparativement au groupe avec SIA sévère ($p = 0,053$), il tend à montrer des valeurs plus près de celle du groupe témoin ($1,23^\circ$ vers l'arrière). Ces résultats reflètent une diminution de la cyphose normale du niveau thoracique, menant alors à une lordoscoliose au niveau thoracique chez les jeunes filles avec une SIA sévère.

La rotation axiale du tronc des trois groupes de sujets, aux niveaux acromial, scapulaire inférieur et pelvien, est illustrée à la Figure 4.3 C. Le groupe témoin démontre des valeurs avoisinant le 0° pour les acromions et les scapulas. Le groupe avec scoliose SIA sévère se distingue du groupe témoin par une rotation axiale des acromions, amenant l'épaule droite davantage vers l'avant pour atteindre une rotation de $4,2^\circ$ ($p = 0,021$). Toutefois, au niveau des pointes inférieures des scapulas, c'est plutôt celle du côté gauche qui est déplacée vers l'avant créant ainsi une rotation scapulaire significative de $-5,0^\circ$. Un test-T à mesures appariées montre d'ailleurs une différence significative entre la rotation des acromions et des scapulas des sujets avec SIA sévère ($p < 0,001$). En plus d'être différent des sujets témoins quant à la rotation axiale scapulaire, les sujets avec SIA sévère se distinguent aussi de ceux avec SIA modérée qui présentent la scapula droite légèrement devant la gauche, formant un angle de $0,6^\circ$. Cela représente une différence de $5,6^\circ$ avec le groupe SIA sévère ($p = 0,011$). Encore une fois, l'attitude posturale du tronc se modifie en fonction de la sévérité de la scoliose, et ce à différents niveaux et dans différents plans. Une compensation posturale semble prendre place dans le plan horizontal, mais seulement lorsque la SIA est sévère. Une rotation axiale des scapulas dans le sens horaire est contrebalancée par une des épaules dans le sens antihoraire.

Le Tableau 4.4 compile les coefficients de corrélations calculés entre l'angle de Cobb et les inclinaisons frontales, sagittales et les rotations axiales pour tous les sujets avec une SIA, avec une SIA modérée seulement et une SIA sévère seulement. L'attitude posturale du tronc des sujets SIA dans le plan frontal n'est pas reliée de manière significative à leur angle de Cobb. Leurs inclinaisons sagittales et leur orientation transverse du tronc le sont toutefois. Tout niveau confondu, l'inclinaison du tronc vers l'avant est modérément corrélée à l'angle de Cobb de tous les sujets SIA avec un R de 0,34. Toutefois, seuls les angles de C7 et des scapulas sont significatifs ($p = 0,027$ et $p = 0,004$ respectivement). Pour ce qui est de l'orientation transverse du tronc, les pointes inférieures des scapulas sont corrélées à $R = 0,51$ avec l'angle de Cobb des sujets SIA. Ces corrélations sont retrouvées uniquement lorsqu'elles sont faites avec tous les sujets SIA à la fois. Lorsque nous regardons seulement les sujets avec SIA modéré, le coefficient de Spearman (RS) obtenu pour l'inclinaison des scapulas vers l'arrière atteint une valeur de 0,42, mais n'est pas significatif ($p = 0,053$). Bien que ce ne soit qu'une tendance, cela est surprenant puisque les corrélations obtenues avec les angles de Cobb de tous les sujets SIA montraient une corrélation avec une inclinaison antérieure du tronc au niveau des scapulas. Il y aurait alors possiblement une phase dans l'évolution de la scoliose, associée au développement d'une hypocyphose menant à une lordoscoliose. Celle-ci semble se produire au début de la progression de la déformation de la colonne vertébrale, puisque la corrélation entre la position antérieure des scapulas et l'angle de Cobb est plus forte chez les SIA modérées que chez les SIA sévères.

Tableau 4.4 Coefficients de corrélations retrouvés entre l'angle de Cobb et les différents angles d'inclinaisons (frontales ou sagittales) et d'orientation du tronc pour les groupes SIA (modérées et sévères confondues), et coefficients de Spearman des sujets avec SIA modérée et sévère selon les niveaux de marqueurs.

	SIA	SIA modérée	SIA sévère
Plan frontal			
C7	0,06	0,15	0,19
Acromions	0,19	0,02	-0,06
Scapulas	0,27	0,22	0,28
Plan sagittal			
C7	0,33*	-0,42	-0,05
Acromions	0,27	-0,06	0,32
Scapulas	0,43*	-0,04	0,00
Plan horizontal			
Acromions	0,01	0,30	-0,36
Scapulas	-0,51*	-0,14	-0,37

De leur côté, les sujets avec SIA sévère ne présentent pas non plus de corrélation significative entre leur angle de Cobb et à leur posture. Les coefficients de Spearman les plus élevés touchent l'orientation transverse des acromions et des scapulas. Plus l'angle de Cobb est important, plus l'épaule gauche et la portion gauche de la cage thoracique se déplaceront vers l'arrière comparativement à celles du côté droit (RS = -0,36, p = 0,087 et RS = -0,37, p = 0,083). L'augmentation de l'angle de Cobb des jeunes filles avec une SIA sévère est donc associée à une torsion du tronc plutôt qu'à une inclinaison.

Les coefficients de corrélations obtenus entre les distances ML et AP de la crête iliaque à S1 et l'attitude posturale de tous les sujets ayant une SIA sont compilés dans le Tableau 4.5. Malgré la présence de plusieurs corrélations significatives, mais en grande majorité de moins de 0,50, trois constatations majeures se démarquent. Tout d'abord, pour ce qui est de la posture dans le plan frontal, une déviation du tronc vers la droite est surtout associée à une diminution de la largeur de la crête iliaque gauche. Les coefficients de corrélations

moyens entre la crête iliaque gauche et l'inclinaison latérale de C7, des acromions et des scapulas sont de $R = 0,39, 0,42$ et $0,42$. Ensuite, mis à part pour l'ESCI, une augmentation de la largeur de la crête iliaque droite est associée à une rotation du tronc menant la scapula gauche devant la droite (R moyen = $-0,46$). Enfin, une faible profondeur de la crête iliaque droite est corrélée avec la rotation des scapulas amenant celle de droite vers l'arrière (R moyen de $0,35$), tandis qu'une augmentation de la profondeur de celle de gauche est associée à un même type rotation des acromions (R moyen de $-0,39$).

Tableau 4.5 Coefficients de corrélations obtenus entre les distances ML et AP de la crête iliaque à et les angles d'inclinaison sagittale ou d'orientation axiale du tronc pour le groupe SIA, incluant les modérées et les sévères; * indique une corrélation significative ($p < 0,05$).

	Frontal			Sagittal			Horizontal	
	C7	Acromion	Scapula	C7	Acromion	Scapula	Acromion	Scapula
ML								
<i>Côté Droit</i>								
EIAS	0,09	0,14	0,26	0,00	0,27	0,16	-0,14	-0,50*
EIPS	0,17	0,16	0,22	-0,16	-0,04	0,01	0,08	-0,47*
ESCI	0,21	0,21	0,27	0,14	0,33*	0,22	-0,04	-0,14
ELCI	0,16	0,17	0,34*	0,05	0,30*	0,15	-0,07	-0,42*
<i>Côté Gauche</i>								
EIAS	0,25	0,30*	0,32*	0,06	0,00	0,21	-0,31*	-0,48*
EIPS	0,37*	0,36*	0,40*	0,25	0,14	0,36*	-0,04	0,00
ESCI	0,56*	0,55*	0,50*	-0,16	-0,24	0,13	0,05	-0,28
ELCI	0,37*	0,47*	0,46*	0,09	-0,04	0,22	-0,08	-0,34*
AP								
<i>Côté Droit</i>								
EIAS	-0,22	-0,29	-0,21	0,11	0,11	-0,01	0,11	0,31*
EIPS	-0,02	-0,06	0,04	-0,05	-0,11	0,11	0,39*	0,34*
ESCI	-0,09	-0,12	-0,12	0,10	-0,09	0,04	0,02	0,34*
ELCI	-0,33*	-0,38	-0,27	0,21	0,19	0,07	0,16	0,40*
<i>Côté Gauche</i>								
EIAS	-0,21	-0,24	-0,14	0,15	0,19	0,07	-0,38*	-0,26
EIPS	-0,02	0,11	0,04	-0,01	-0,04	0,12	-0,11	-0,39*
ESCI	-0,15	-0,02	0,01	0,22	0,19	0,24	-0,31*	-0,15
ELCI	-0,34*	-0,28	-0,24	0,22	0,25	0,12	-0,49*	-0,28

En somme, ces corrélations montrent que l'attitude posturale présentée par les sujets SIA dans le plan frontal est bel et bien reliée aux paramètres de la morphologie pelvienne, mais ne l'est pas avec l'angle de Cobb. Pour ce qui est du plan sagittal, la posture est modérément corrélée autant par l'angle de Cobb que par la distorsion pelvienne. En ce sens, elle est associée, par les scapulas et C7, à la sévérité de la SIA (R moyen de 0,38), tandis qu'elle est corrélée, par les acromions, à la largeur de la crête iliaque droite au niveau de l'ESCI et l'ELCI (R moyen de 0,315). La posture dans le plan horizontal est elle aussi corrélée à l'angle de Cobb (au niveau des scapulas, $R = -0,51$) et à la largeur de la crête iliaque (R moyen de -0,463) et à sa profondeur (R moyen absolu de 0,356). La crête iliaque est donc corrélée à l'attitude posturale dans tous les plans anatomiques, tandis que l'angle de Cobb ne l'est que par le plan sagittal et l'horizontal.

4.3 Équilibre postural

Cette troisième section porte sur le contrôle de l'équilibre chez le sujet scoliotique selon la sévérité de la déformation vertébrale. Les différences intergroupes en ce qui concerne la gestion du COP et du moment libre seront d'abord présentées. Ceci est réalisé dans l'objectif de distinguer les troubles d'équilibre en fonction de la présence et de la sévérité de la scoliose. Des corrélations effectuées entre l'angle de Cobb et les paramètres caractérisant le contrôle de l'équilibre sont ensuite effectuées afin de déterminer si certains de ceux-ci reflètent la sévérité de la scoliose. Cette section se termine par la description de corrélations entre les paramètres d'équilibre des sujets SIA, de distorsion pelvienne et de

posture, pour comprendre la relation affectant la croissance osseuse (ceinture pelvienne), la posture et l'équilibre orthostatique.

La Figure 4.4 illustre la position moyenne du COP dans les axes ML et AP pour les trois groupes de sujets. Aucune différence significative n'est observée quant à la position moyenne du COP en ML. Les sujets témoins positionnent leur COP 4,80 mm à gauche de la ligne médiane, soit entre les valeurs de 6,03 et 3,81 mm démontrées par les sujets avec SIA modérée et sévère respectivement. Toutefois, les écarts-types associés aux positions moyennes du COP_{ML} démontrées par les groupes témoins, SIA modérées et SIA sévères sont de 8,78 mm, 7,17 mm et 15,77 mm respectivement et ne permettent pas de distinguer des différences entre les groupes.

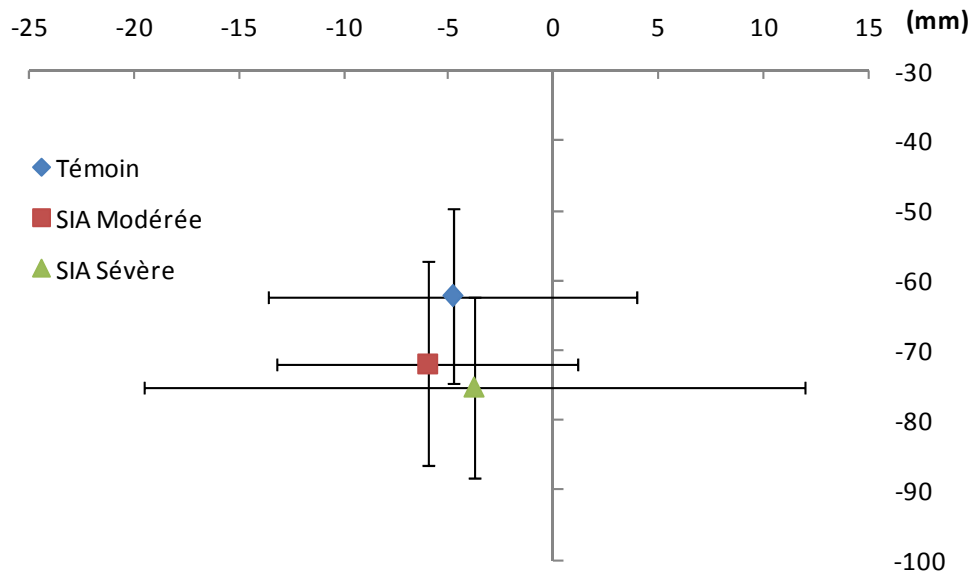


Figure 4.4 Position moyenne et écart-type du COP en ML et en AP chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modéré (en rouge) et avec SIA sévère (en vert).

En ce qui concerne la position moyenne du COP_{AP} , les sujets SIA maintiennent leur COP significativement plus vers l'arrière que les sujets témoins. En effet, le COP_{AP} moyen du groupe avec SIA modérée se situe 9,70 mm à l'arrière de celui du groupe témoin ($p = 0,038$), tandis que le COP_{AP} du groupe avec SIA sévère est plutôt positionné 13,17mm postérieurement à ce même groupe ($p = 0,002$).

L'amplitude du COP dans les axes ML et AP pour les trois groupes de sujets sont présentées à la Figure 4.5. Les sujets du groupe SIA sévère démontrent de manière générale des amplitudes en ML et AP résultantes plus grandes de 3,52 mm par rapport aux sujets témoins. Toutefois, cette différence d'amplitude n'étant pas significative en AP ($p = 0,080$). Seule l'amplitude du COP_{ML} est plus grande de 34,2% par rapport au groupe témoin ($p = 0,013$). Aucune différence n'est observée pour le groupe avec SIA modérée, ni en ML, ni en AP. Ces résultats montrent que bien que le centre d'équilibre de tous les sujets SIA est situé postérieurement à la norme, ce n'est qu'en ML que les sujets SIA sévères se distinguent des deux autres groupes, suggérant un trouble de contrôle dans l'axe ML.

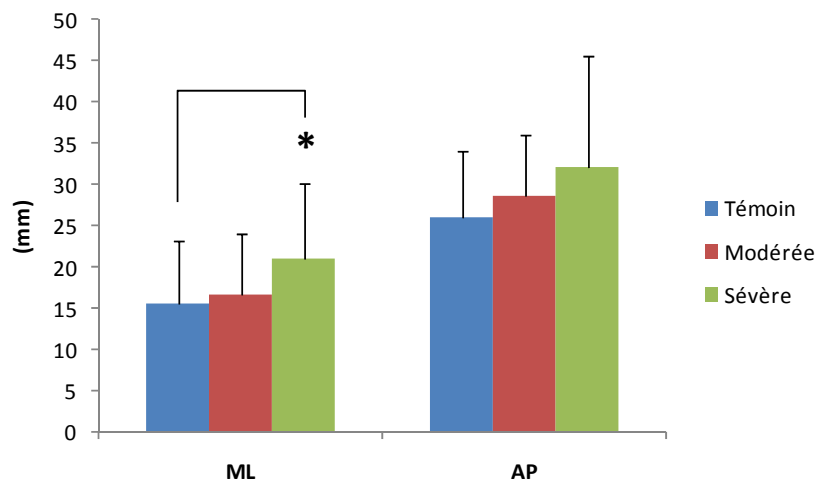


Figure 4.5 Amplitudes du COP en ML et en AP chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modérée (en rouge) et avec SIA sévère (en vert).

Les vitesses moyennes de déplacement du COP en ML et en AP pour les trois groupes de sujets sont représentées à la Figure 4.6. Seul le groupe avec SIA sévère se distingue avec une valeur de la vitesse du COP_{ML} supérieure de 5,34 mm/s à celle du groupe témoin ($p = 0,021$). Le groupe avec SIA modéré ne montre toutefois aucune différence quant à la vitesse de déplacement du COP_{ML}. Pour ce qui est de la vitesse du COP_{AP}, tant les sujets avec SIA modérée que ceux avec SIA sévère se différencient du groupe témoin. Les sujets avec SIA modérée et sévère démontraient des valeurs de 9,80 et 10,25 mm/s respectivement, correspondant à une augmentation 15,2 et 20,5% à celle des sujets témoins. Ces résultats montrent que la demande neuromusculaire, qui est représentée par la vitesse du COP, est augmentée en AP chez les sujets avec une SIA, peu importe si celle-ci est modérée ou sévère. D'ailleurs, une corrélation effectuée entre la vitesse et la position moyenne du COP_{AP} révèle une corrélation de 0,38 ($p = 0,010$). Toutefois, la demande neuromusculaire relative aux mouvements ML, n'augmente que chez le sujet avec SIA sévère.

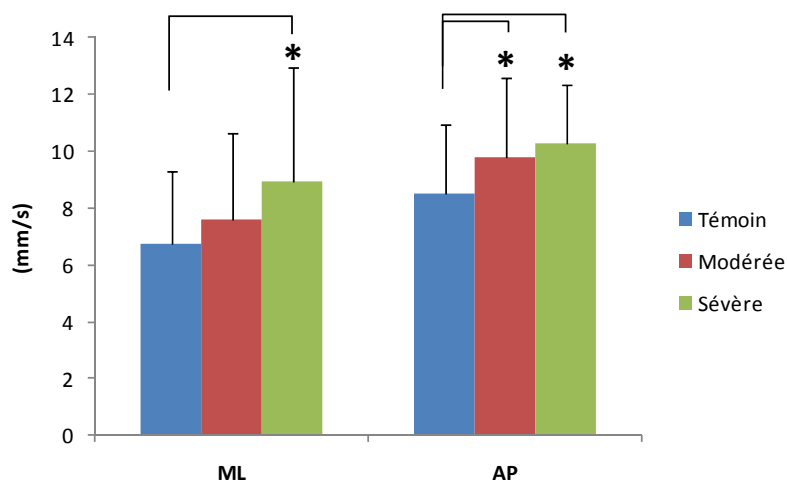


Figure 4.6 Vitesses du COP en ML et en AP chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modérée (en rouge) et avec SIA sévère (en vert).

La Figure 4.7 illustre la moyenne et l'amplitude du T_Z pour les trois groupes de sujets. Aucune différence significative entre les groupes n'a été retrouvée pour ces paramètres. En effet, bien que l'amplitude du T_Z des sujets avec SIA modérée et sévère soit de 37,2% et 44, 5% plus grande que celle des sujets témoins, cette différence s'avère non significative ($p = 0,289$ et $0,135$) due à l'importante variabilité intragroupe. Le moment libre dégagé par les sujets avec une scoliose modérée ou sévère ne permet pas de distinguer la présence de celle-ci même s'il quantifie les oscillations autour de l'axe vertical.

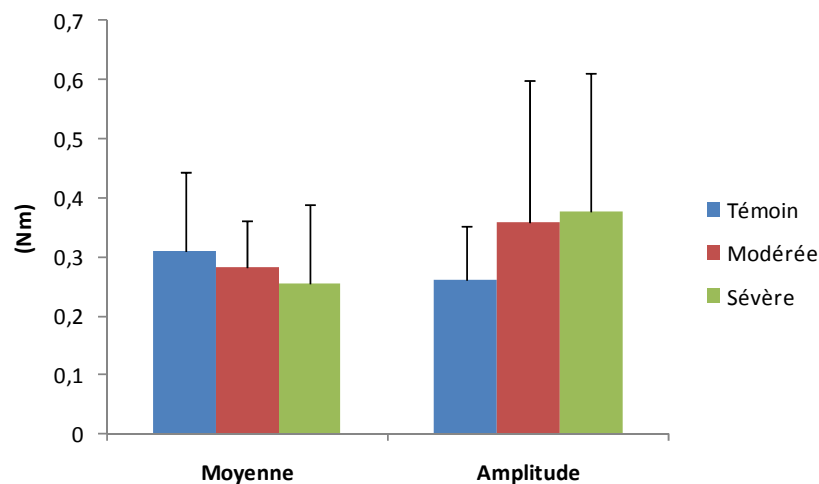


Figure 4.7 Moyenne, amplitude et RMS du T_Z chez les sujets témoins (en bleu), avec SIA modérée (en rouge) et avec SIA sévère (en vert).

Les coefficients de corrélations de Pearson et de Spearman obtenus entre les paramètres d'équilibre et l'angle de Cobb des jeunes filles SIA sont colligés au Tableau 4.6. Aucune corrélation n'est significative lorsqu'elles sont effectuées avec l'ensemble des sujets SIA. Toutefois, lorsqu'elles sont exécutées en respectant la sévérité de la SIA, les sujets avec SIA modérée démontrent une corrélation négative significative ($RS = -0,45$; $p = 0,036$) entre leur angle de Cobb et la vitesse du COP_{ML} . Cette corrélation signifie que plus l'angle de Cobb augmente jusqu'à 27° , plus la demande neuromusculaire s'amenuise. Les jeunes

filles avec une SIA modérée tentent alors moins de contrôler les déplacements de leur COP en ML. En considérant les résultats obtenus pour la vitesse du COP, le contrôle des oscillations en AP du corps chez ces sujets avec SIA modérée semble prendre davantage d'importance, signifiant ainsi l'utilisation d'une stratégie se basant davantage sur les chevilles que sur les hanches. Des RS de -0,40 et de -0,35 sont retrouvés lorsque l'angle de Cobb est associé à la vitesse du COP_{AP} et à l'amplitude du T_Z. Ces corrélations ne sont toutefois pas significatives ($p = 0,062$).

Tableau 4.6 Corrélations de Pearson entre l'angle de Cobb et les paramètres du COP et du T_Z pour tous les sujets avec SIA (SIA total) et corrélations de Spearman entre ces mêmes paramètres pour les sujets avec SIA modérée et SIA sévère. * indique un coefficient de corrélation significatif.

	Pearson	Spearman	
	SIA total	SIA modérée	SIA sévère
COP_{ML}			
Moyenne	0,07	0,20	-0,08
Amplitude	0,22	-0,27	0,21
Vitesse	0,08	-0,45*	0,10
COP_{AP}			
Moyenne	-0,17	0,18	-0,26
Amplitude	0,20	-0,08	0,28
Vitesse	0,05	-0,40	0,27
T_Z			
Moyenne	-0,11	-0,05	0,09
Amplitude	0,03	-0,36	0,03

Le Tableau 4.7 compile les coefficients de corrélations obtenus entre la distance de la ceinture pelvienne et les paramètres relatifs au COP et au T_Z. Seules quelques corrélations éparses s'avèrent significatives. Une de ces corrélations est celle retrouvée entre la largeur de l'ELCI gauche en ML et à la moyenne du T_Z ($R = -0,34$). Plus la largeur du côté gauche

est large, plus la torsion globale moyenne du corps est élevée. En ce qui concerne la distance AP de la ceinture pelvienne, l'EIAS droite est corrélée significativement avec la moyenne du COP_{ML} ($R = -0,36$). Une augmentation dans la profondeur pelvienne du côté droit est alors reliée à un déplacement du COP vers la gauche. De son côté, la moyenne du COP_{AP} est associée à la distance pour l'ESCI droite ($R = 0,38$), ce qui signifie que la profondeur pelvienne est aussi reliée à un déplacement en antérieur du COP. Par la corrélation associant l'amplitude du COP_{ML} et la distance de l'ELCI gauche en AP ($R = 0,33$), il semble alors qu'une distorsion du bassin en AP affecte le contrôle de l'équilibre en ML. Enfin, la dernière corrélation significative ($R = 0,30$) prend place entre l'EIPS du côté gauche et la vitesse du COP_{AP} . Cette augmentation dans la position AP de l'EIPS est donc reliée à l'accroissement dans la demande neuromusculaire. En somme, ces cinq corrélations significatives sont modérées, en ce sens qu'aucune n'est supérieure à 0,40. De plus, nous ne retrouvons aucune tendance générale dans ces corrélations, elles ne sont qu'éparses. La relation entre l'équilibre et la distorsion pelvienne est donc limitée, tout comme elle l'est avec l'angle de Cobb.

Tableau 4.7 Corrélations de Pearson entre les distances de la ceinture pelvienne et les paramètres de l'équilibre pour tous les sujets avec SIA (modérée et sévère). * indique un coefficient de corrélation significatif.

		T _Z		COP _{ML}			COP _{AP}		
		Moyenne	Amplitude	Moyenne	Amplitude	Vitesse	Moyenne	Amplitude	Vitesse
ML	Droit								
	EIAS	-0,04	0,07	0,08	0,26	0,13	-0,15	0,04	-0,01
	EIPS	0,02	-0,16	-0,01	-0,06	-0,10	0,15	-0,03	-0,29
	ESCI	-0,14	0,03	-0,16	0,27	0,16	0,07	0,11	0,10
	ELCI	0,03	0,01	-0,07	0,23	0,11	0,01	0,08	0,03
	Gauche								
	EIAS	-0,26	-0,06	0,10	0,17	0,10	0,07	0,04	0,13
	EIPS	0,02	0,16	0,01	0,27	0,26	-0,08	0,14	0,21
ESCI	-0,22	-0,21	0,16	0,04	0,00	0,21	-0,14	-0,12	
ELCI	-0,34*	-0,03	0,11	0,10	0,07	0,00	-0,03	-0,01	
AP	Droit								
	EIAS	0,24	-0,02	-0,36*	-0,18	-0,21	0,07	-0,16	-0,20
	EIPS	0,02	0,03	-0,10	0,14	0,04	0,04	0,11	0,04
	ESCI	0,09	-0,06	0,06	-0,12	-0,11	0,38*	0,06	-0,16
	ELCI	-0,10	-0,27	-0,09	-0,16	-0,23	-0,15	0,01	-0,09
	Gauche								
	EIAS	-0,08	0,06	-0,06	0,08	0,04	0,11	0,19	0,16
	EIPS	-0,21	0,06	0,11	0,19	0,12	-0,26	0,22	0,30*
ESCI	0,18	0,13	-0,17	-0,10	-0,13	-0,09	0,06	0,02	
ELCI	-0,04	0,20	0,00	0,33*	0,25	-0,12	0,19	0,26	

Le Tableau 4.8 présente les coefficients de corrélations entre les paramètres du COP et du T_Z et la posture de tous les sujets avec SIA (modérée et sévère). L'amplitude du COP_{ML} est associée à l'inclinaison du tronc au niveau de C7 avec un coefficient de corrélation de R = 0,34. Il semble alors que plus le sujet SIA s'incline vers l'avant, plus il aura tendance à être instable en ML. Pour ce qui est des vitesses du COP en ML comme en AP, elles sont aussi associées à l'inclinaison antérieure de la vertèbre C7 (R = 0,34 et 0,30 respectivement). Le troisième paramètre d'équilibre étant corrélé avec la posture est la moyenne du moment libre. Ces corrélations entre le T_Z moyen et l'inclinaison du tronc dans

le plan frontal (R moyen = 0,35) nous indiquent qu'une attitude posturale déviant vers la gauche est associée à une augmentation du T_z moyen. Puisque les deux groupes de sujets avec SIA montraient des inclinaisons frontales du tronc différentes en fonction du niveau observé (voir Figure 4.3A). Par exemple, à la hauteur des scapulas, l'un est vers la gauche (SIA modérée) et l'autre vers la droite (SIA sévère). Les corrélations réalisées distinctement pour les deux groupes de sujets aident à mieux comprendre cette relation.

Tableau 4.8 Corrélations de Pearson entre les paramètres de la posture et ceux du COP et du T_z pour tous les sujets avec SIA. * indique un coefficient de corrélation significatif.

	Frontal			Sagittal			Horizontal	
	C7	Acromion	Scapula	C7	Acromion	Scapula	Acromion	Scapula
COP_{ML}								
Moyenne	-0,15	-0,24	0,02	-0,10	0,10	0,09	0,10	-0,15
Amplitude	0,02	0,03	0,12	0,34*	0,24	0,29	-0,13	-0,25
Vitesse	0,00	-0,03	0,08	0,34*	0,27	0,19	-0,03	-0,16
COP_{AP}								
Moyenne	0,23	0,07	0,14	-0,26	-0,26	-0,10	0,19	0,14
Amplitude	-0,05	-0,14	0,03	0,11	0,03	0,15	-0,08	-0,13
Vitesse	-0,04	-0,07	0,02	0,30*	0,21	0,12	-0,14	-0,10
T_z								
Moyenne	-0,36*	-0,35*	-0,34*	-0,02	-0,01	-0,13	-0,06	-0,03
Amplitude	-0,20	-0,24	-0,06	0,16	0,15	0,03	-0,02	0,01

Le Tableau 4.9 rassemble les coefficients de corrélations de Spearman retrouvés entre les paramètres posturaux et ceux de l'équilibre pour les groupes avec SIA modérée (A) et SIA sévère (B). Pour les sujets avec SIA modérée, l'inclinaison antérieure du tronc au niveau de C7 est associée à la vitesse du COP_{ML} ($R = 0,54$). Puisque cette corrélation n'est pas retrouvée chez les sujets avec SIA sévère, il semble que cette relation retrouvée pour tous les sujets SIA soit due à un phénomène retrouvé seulement avec une courbure modérée.

Tableau 4.9 Corrélations de Spearman entre les paramètres de la posture et ceux du COP et du T_z pour les sujets avec **A)** SIA modérée et **B)** SIA sévère. L'astérisque (*) indique un p < 0,05.

A)	Frontal			Sagittal			Horizontal	
	C7	Acromion	Scapula	C7	Acromion	Scapula	Acromion	Scapula
COP_{ML}								
Moyenne	0,12	0,12	0,36	-0,19	0,04	0,15	0,21	-0,21
Amplitude	-0,05	0,09	0,01	0,17	0,20	0,10	-0,13	-0,03
Vitesse	0,01	0,11	0,12	0,54*	0,36	0,26	-0,05	0,13
COP_{AP}								
Moyenne	0,10	0,08	-0,03	-0,20	-0,52*	0,20	0,26	0,00
Amplitude	0,03	0,06	0,16	0,32	0,30	0,30	0,08	0,07
Vitesse	-0,07	-0,15	-0,01	0,37	0,31	-0,01	-0,16	0,07
T_z								
Moyenne	-0,28	-0,38	-0,45*	-0,20	-0,04	-0,25	-0,31	-0,26
Amplitude	0,05	-0,05	0,01	0,31	0,04	0,03	-0,17	-0,12

B)	Frontal			Sagittal			Horizontal	
	C7	Acromion	Scapula	C7	Acromion	Scapula	Acromion	Scapula
COP ML								
Moyenne	-0,07	-0,11	-0,23	-0,20	0,01	-0,10	0,00	-0,15
Amplitude ML	0,16	0,00	0,20	0,23	0,22	0,41	-0,03	-0,29
Vitesse ML	0,14	-0,03	0,09	0,17	0,22	0,19	-0,04	-0,15
COP AP								
Moyenne	0,23	0,15	0,34	-0,09	0,11	0,00	0,17	0,09
Amplitude	0,00	-0,19	0,08	-0,09	-0,05	0,10	0,01	-0,16
Vitesse AP	0,10	-0,09	0,05	-0,07	0,00	0,01	0,08	-0,08
T_z								
Moyenne	-0,62*	-0,46*	-0,37	0,08	0,15	0,03	0,06	0,05
Amplitude Tz	-0,11	-0,23	0,01	-0,08	0,06	0,08	0,08	-0,02
RMS Tz	-0,29	-0,37	-0,07	-0,16	0,02	0,03	0,08	-0,29

Une seconde corrélation significative retrouvée chez les sujets avec SIA modérée concerne la position du COP_{AP} et l'inclinaison des acromions ($R = -0,52$). Celle-ci nous indique que plus le COP est situé vers l'arrière, plus les sujets avec SIA modérée adoptent une posture amenant les épaules vers l'avant. Cette relation, n'étant pas significative lorsque tous les sujets SIA sont considérés, a été masquée par l'inclusion des sujets avec SIA sévères, qui eux ne présentent pas cette corrélation ($R = 0,11$; $p = 0,618$).

La dernière corrélation significative observée chez le groupe avec SIA modérée a été trouvée entre le T_Z moyen et l'inclinaison frontale des scapulas ($R = -0,45$). Cette relation nous indique qu'une déviation des scapulas de la ligne médiane du corps est associée à une augmentation du T_Z ou de la torsion globale du corps dans le sens horaire, c'est-à-dire une rotation menant le côté droit du corps derrière le gauche. Une association similaire est retrouvée pour le groupe avec SIA sévère, mais à d'autres niveaux du tronc. En effet, un RS de $-0,62$ et $-0,46$ est retrouvé entre le T_Z moyen et l'inclinaison frontale de C7 et des acromions respectivement. Ces résultats soulignent des relations, modérées, mais significatives, entre la posture et l'équilibre en plus de mettre en évidence les distinctions à faire entre les sujets SIA de sévérités différentes.

En somme, les résultats de cette troisième section mettent en évidence une position du COP postérieure à la norme chez le sujet scoliotique, bien que ce soit l'amplitude du COP en ML et non en AP qui est affecté par la présence d'une scoliose sévère. Ce dernier paramètre n'est pas le seul paramètre à distinguer les scolioses modérées des sévères : la vitesse du COP_{ML} le fait également. Une augmentation de la demande neuromusculaire au niveau des

hanches augmente donc chez les SIA sévères, conséquemment à la plus grande instabilité dans l'axe ML. Le contrôle de l'équilibre dans l'axe AP ne peut toutefois pas différencier les SIA modérées des sévères. Les deux groupes démontraient une amplitude similaire, mais une vitesse du COP_{AP} augmentée comparativement au groupe témoin. Aucune différence ne peut non plus être observée entre les sujets avec SIA modérée ou sévère et ceux non-scoliotiques. Le moment libre n'est donc pas en mesure de distinguer ni la présence, ni la sévérité de la scoliose. Les corrélations entre les paramètres d'équilibre et l'angle de Cobb ont fait ressortir une particularité chez les sujets avec SIA modérée. La progression de la scoliose en début d'évolution (i.e. jusqu'à 27° d'angle de Cobb) est associée à une diminution de la demande neuromusculaire au niveau des hanches, reflétée par une diminution de la vitesse du COP_{ML} . Aucune corrélation particulière n'est toutefois remarquée entre la géométrie pelvienne et l'équilibre des scoliotiques. La posture l'est toutefois, surtout en ce qui concerne l'amplitude et la vitesse du COP_{AP} avec l'inclinaison sagittale du haut du corps reflétée par la position de C7 ainsi que le moment libre en lien avec l'inclinaison frontale de tout le tronc. Ces dernières corrélations sont surtout influencées par la présence du sujet avec SIA sévère. La posture est donc davantage liée à l'équilibre qu'avec la ceinture pelvienne.

4.4 Angle de Cobb et régressions multiples

Les résultats obtenus pour les trois premiers volets de cette thèse, indiquent que l'angle de Cobb est corrélé significativement à plusieurs types de paramètres, mais que ces associations modérées ne dépassent que rarement la valeur de 0,45, tel qu'illustré à la

Figure 4.8 pour les paramètres significatifs retrouvés. Des régressions multiples de type « forward step-wise » ont été effectuées afin de déterminer comment un ensemble de paramètres est en mesure de mieux expliquer la sévérité de la scoliose en prédisant l'angle de Cobb.

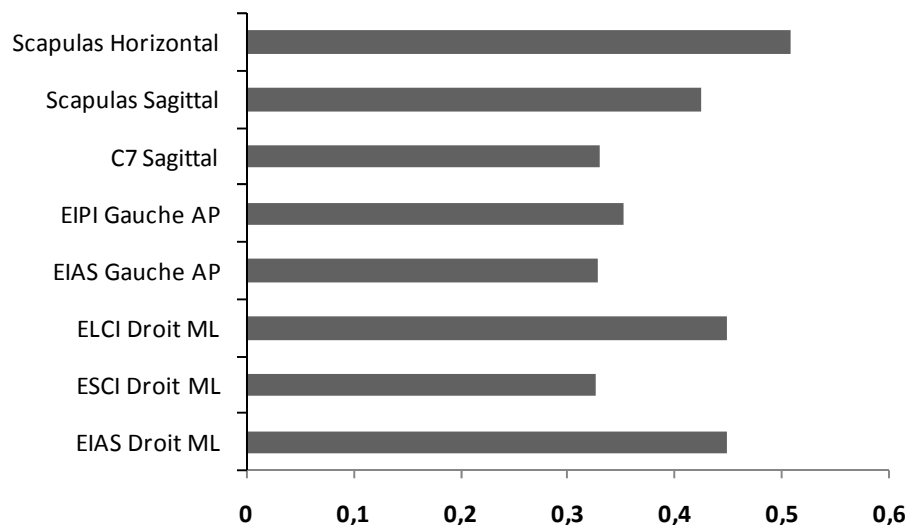


Figure 4.8 Coefficients de corrélations de Pearson, mis en valeurs absolues, retrouvées entre l'angle de Cobb et les paramètres pelviens pour les sujets avec SIA (modérée et sévère).

Une régression incluant tous les paramètres pelviens, posturaux et d'équilibre est d'abord effectuée (Tableau 4.10). La régression multiple obtenue, utilisant 14 des paramètres, donne une valeur de $R = 0,896$. Six paramètres se distinguent par leur degré de signification: la largeur (ML) de l'EIAS droite, l'inclinaison sagittale des scapulas, l'inclinaison sagittale de la vertèbre C7, l'orientation transverse des scapulas et les profondeurs de l'ELCI et de l'EIPS gauches. La distance entre S1 et l'EIAS droite dans l'axe ML est le paramètre étant le plus associé à l'angle de Cobb dans cette régression. Par lui seul, ce paramètre explique environ 35% l'angle de Cobb. La plupart des paramètres

retenus dans cette régression sont associés à la distorsion pelvienne et à la posture. Seule l'amplitude du COP_{AP} est conservée dans les paramètres de l'équilibre ($p = 0,067$).

Tableau 4.10 Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres pelviens, posturaux et d'équilibre chez les sujets SIA. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentées. L'astérisque (*) indique l'ajout significatif de paramètres.

Paramètres	R Multiple	R^2 Multiple	F	p
EIAS Droite (ML)*	0,595	0,354	23,517	0,000
Scapula (Sagittal)*	0,682	0,465	8,722	0,005
Scapula (Transverse)*	0,717	0,514	4,141	0,048
ELCI Droite (AP)	0,736	0,542	2,497	0,122
ELCI Gauche (AP)	0,765	0,586	4,065	0,051
EIPS Gauche (AP)	0,790	0,625	3,966	0,054
C7 (Sagittal)*	0,819	0,671	5,180	0,029
Amplitude COP_{AP}	0,837	0,701	3,574	0,067
Acromion (Sagittal)	0,850	0,722	2,668	0,111
EIPS Gauche (ML)	0,864	0,746	3,242	0,081
ESCI Droite (AP)	0,872	0,760	1,899	0,177
EIPS Droite (ML)	0,879	0,773	1,803	0,189
EIAS Gauche (AP)	0,891	0,793	3,070	0,090
EIAS Droite (AP)	0,896	0,803	1,506	0,229

Par ailleurs, l'addition de paramètres augmente le coefficient de corrélation multiple de la régression (Daniel, 2005). C'est pour cette raison que l'on désire déterminer les combinaisons avec le plus petit nombre de paramètres tout en conservant un haut taux de corrélation. Les Tableaux 4.11 à 4.13 montrent les régressions multiples obtenues en utilisant les paramètres associés à la distorsion pelvienne, à la posture et à l'équilibre respectivement. Pour les paramètres associés au bassin, la valeur de la corrélation de régression est de $R = 0,758$. La profondeur de l'EIPS gauche améliore de manière significative la régression multiple, en plus de la distance relative à la largeur de S1 à

l'EIAS droite. Ainsi les paramètres pelviens à eux seuls contribuent à expliqué 57,5% de la valeur de l'angle de Cobb.

Tableau 4.11 Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres pelviens. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentés. L'astérisque (*) indique un degré de signification avec une valeur de $p < 0,05$.

Paramètres	R Multiple	R2 Multiple	F	p-level
EIAS Droite (ML) *	0,595	0,354	23,517	0,000
EIPS Gauche (AP)*	0,643	0,413	4,247	0,046
ELCI Gauche (AP)	0,669	0,447	2,560	0,117
ELCI Droite (AP)	0,696	0,485	2,882	0,097
EIAS Gauche (ML)	0,709	0,503	1,434	0,238
EIAS Droite (AP)	0,721	0,519	1,303	0,261
EIAS Gauche (AP)	0,750	0,563	3,671	0,063
ELCI Gauche (ML)	0,758	0,575	1,029	0,317

Le Tableau 4.12 présente la régression multiple obtenue avec les paramètres posturaux des sujets ayant une SIA. L'inclinaison sagittale et l'orientation transverse du tronc au niveau des scapulas se distinguent du lot. Elle démontre toutefois un $R = 0,665$, soit une valeur inférieure à celle des paramètres de distorsion pelvienne. La posture explique alors 44,3% de la sévérité de la scoliose. Toutefois, cette relation demeure moins forte que celle retrouvée entre la géométrie pelvienne et l'angle de Cobb des scoliotiques. Ceci est surprenant puisqu'il est facile de penser que la posture du tronc est plus directement affectée par la sévérité de la scoliose que la ceinture pelvienne, une structure correspondant à la fondation de la colonne vertébrale. Ceci n'est donc toutefois pas le cas, comme le montrent ces régressions multiples.

Tableau 4.12 Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres posturaux. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentés. L'astérisque (*) indique un degré de signification avec une valeur de $p < 0,05$.

Paramètres	R Multiple	R2 Multiple	F	p-level
Scapula (Transverse) *	0,508	0,258	14,974	0,000
Scapula (Sagittal) *	0,622	0,387	8,790	0,005
Acromion (Transverse)	0,652	0,425	2,698	0,108
C7 (Sagittal)	0,665	0,443	1,315	0,258

La régression multiple obtenue pour l'angle de Cobb avec les paramètres du COP et du T_z est présentée au Tableau 4.13. L'inclusion d'aucun paramètre ne s'est avéré être significatif. Une valeur maximale de 0,310 est retrouvée, à partir de l'amplitude et de la vitesse de déplacement du COP_{ML} . Ce ne sont alors que les paramètres pelviens et posturaux qui permettent ainsi d'obtenir le meilleur des coefficients de corrélations multiples pour l'angle de Cobb. L'équilibre ne permet pas de prédire à lui seul plus de 9,6% de la valeur de l'angle de Cobb. Les paramètres associés à la géométrie pelvienne demeurent ceux étant le plus en mesure de prédire la sévérité de la scoliose.

Tableau 4.13 Régression multiple pour l'angle de Cobb utilisant tous les paramètres posturaux. Le coefficient de corrélation (R), de détermination (R^2) et les valeurs de F et de p sont présentés. * indique un degré de signification avec une valeur de $p < 0,05$.

Paramètres	R Multiple	R2 Multiple	F	p-level
Amplitude COP_{ML}	0,216	0,047	2,111	0,154
Vitesse COP_{ML}	0,310	0,096	2,296	0,137

CHAPITRE 5 : DISCUSSION

Ce chapitre a pour but de déterminer les relations prenant place entre la morphologie pelvienne, la posture et l'équilibre. La ceinture pelvienne, une structure qui supporte le poids du haut du corps par sa portion postérieure, doit transmettre ce poids aux membres inférieurs en position debout. En jouant ce rôle de fondation de la colonne vertébrale, on se doit de considérer qu'une dysmorphie des os pelvien puisse affecter la sévérité de la SIA, voire même être à l'origine de son développement. Pourtant, aucune étude n'a associé la géométrie pelvienne à l'angle de Cobb. Ainsi, lors de la première section de ce chapitre, on tente de faire la lumière sur les résultats obtenus en ce qui a trait à la dysmorphie pelvienne des jeunes filles avec une SIA.

En raison de sa déformation touchant l'aspect 3D de la colonne vertébrale, la SIA entraîne des changements au niveau de la posture du tronc (Nault et al., 2002; Zabjek 2005 et 2008). De plus, comme le haut du corps repose sur la ceinture pelvienne, qui elle-même présente une altération dans sa morphologie chez les sujets avec SIA, on explique à la deuxième section de ce chapitre les corrélations retrouvées entre ces structures.

Comme on l'a mentionné, la ceinture pelvienne a pour fonction de transférer le poids du haut du corps aux membres inférieurs. En présentant une dysmorphie pelvienne, les sujets SIA auraient en théorie des différences marquées quant à la gestion des déplacements de leur COP et de l'amplitude du T_z dégagée. Plusieurs études se sont intéressées à décrire de telles observations (Beaulieu et al., 2009; Dalleau et al., 2007; Simoneau et al., 2006).

Contrairement à la présente thèse, ces dernières ne différenciaient pas le degré de sévérité des sujets SIA. Une interprétation des résultats obtenus quant à l'équilibre des jeunes filles SIA et la relation entre cet équilibre et l'angle de Cobb est présentée dans la troisième section de ce chapitre.

À l'aide des trois premières sections, on a un aperçu global des paramètres étant associés à la SIA et à sévérité. La quatrième section de ce chapitre mettra en perspective quels sont les paramètres expliquant le plus cette sévérité, afin d'identifier le groupe de paramètre le plus susceptible d'être à l'origine de la SIA. Ce chapitre se termine enfin par les limites de la présente étude et des recommandations pour des études subséquentes.

5.1 Géométrie et orientation pelviennes : lien avec la sévérité de la SIA

En jouant le rôle de fondation de la colonne vertébrale, on doit considérer qu'une dysmorphie des os pelviens puisse affecter la sévérité de la SIA. Comme aucune étude n'a associé la géométrie pelvienne à l'angle de Cobb, on tente premièrement de faire la lumière sur les résultats obtenus en ce qui a trait à la dysmorphie pelvienne des jeunes filles avec une SIA.

L'orientation pelvienne est souvent fondée sur la position relative des marqueurs correspondants à aux EIAS et aux EIPS en fonction du centroïde de la ceinture pelvienne (Pasha et al., 2010) ou d'un plan spécifique (Zabjek et al., 2005). Dans la présente étude, les coordonnées 3D des marqueurs correspondant aux repères anatomiques du bassin et du tronc sont captées à l'aide d'un système électromagnétique qui présente une erreur de

mesure de < 1 mm en translation et de $0,1^\circ$ en mesure angulaire. Cet appareil a été utilisé dans le passé pour d'autres études biomécaniques et orthopédiques (Bellefleur et al., 1994; Dao et al., 1997; Delorme et al., 2000). Pour évaluer les mouvements du tronc et de la ceinture pelvienne lors de position orthostatique, il se compare à un système vidéo utilisant des marqueurs de 10 mm de diamètre (Pasha et al., 2010) ou pendant la marche (Mahaudens et al., 2005). De plus, pour ces tâches, son niveau de précision a été analysé par Chockalingam et al. (2002). La précision du système utilisé dans la présente étude est donc adéquat pour nos besoins.

En utilisant un système d'acquisition 3D similaire, De la Huerta et al. (1998), Nault et al. (2002) and Zabjek et al. (2005) ont noté une faible rotation et une inclinaison frontale de la ceinture pelvienne, sans toutefois remarquer de différence significative entre les groupes de sujets sains et scoliotiques. Lors d'une étude rétrospective, Mac-Thiong et al. (2003) ont analysé l'alignement sagittal de la ceinture pelvienne de 160 jeunes filles, présentant une SIA d'angle de Cobb moyen de 43° , regroupées en fonction de cinq types de courbures de la colonne vertébrale, mais n'ont trouvé aucune différence significative entre ces groupes lorsqu'il était question d'inclinaison pelvienne sagittale. La présente étude confirme ces observations non seulement en utilisant des marqueurs telles l'EIAS et l'EIPS, mais aussi avec d'autres dont l'extrémité supérieure de la crête iliaque (ESCI) et l'extrémité latérale de la crête iliaque (ELCI). Ces quatre repères osseux n'indiquent la présence d'aucune inclinaison frontale ou sagittale, ni de rotation transverse.

Notre étude donne de plus de nouveaux résultats en ce qui a trait l'orientation spatiale similaire entre la crête iliaque des sujets avec une SIA modérée et une sévère. La présence d'une scoliose, qu'elle soit sévère ou modérée, n'affecte en rien l'inclinaison ou la rotation axiale de la ceinture pelvienne. Ceci est différent de certaines études affirmant l'effet d'une SIA sur l'orientation pelvienne. Ainsi, Legaye et al., (1998) ont trouvé une forte corrélation entre l'inclinaison sagittale de la pente sacrée et la lordose lombaire de la colonne vertébrale. Mac-Thiong et al. (2003) ont également retrouvé des relations similaires entre différents groupes de sujets SIA présentant différents types de scoliose. Toutefois, leur analyse de l'orientation pelvienne se rapportait à la pente sacrée et à l'incidence pelvienne et non aux angles formés par des repères de la crête iliaque. Certaines études ont par ailleurs évalué l'inclinaison et l'orientation pelvienne au moyen de mesures prises de la crête iliaque. En calculant un ratio entre la largeur pelvienne gauche et droite, Gum et al. (2007) ont décelé une asymétrie, qu'ils associent à la présence d'une rotation axiale pelvienne anormale, bien qu'ils n'aient pas comparé cette asymétrie chez des sujets témoins.

Notre étude a aussi retrouvé une légère asymétrie dans la rotation pelvienne des sujets SIA : le pelvis droit dépassant légèrement le gauche chez les modérées, et l'inverse chez les sévères. Cette rotation axiale pelvienne n'est toutefois pas significative lorsqu'elle est comparée à celle de sujets non-scoliotiques. Seules les observations de Mahaudens (2005), notant une absence de différence entre l'orientation pelvienne de sujets SIA et normaux convergent avec les nôtres. Aucune distinction dans l'inclinaison ou la rotation pelvienne n'est décelable lorsqu'il y a présence d'une SIA. Dans notre étude, on avance que cette

similitude entre sujets non-scoliotiques et scoliotique est aussi présente lorsque la scoliose est modérée ou sévère. Il est toutefois à noter que dans l'orientation des EIAS dans l'axe ML les écarts-types sont ceux les plus élevés pour les trois groupes de sujets. Cela reflète une altération dans la morphologie de la ceinture pelvienne plutôt qu'une orientation pelvienne anormale.

Notre étude n'est pas la première à s'intéresser aux distorsions et aux asymétries pelviennes des jeunes filles SIA. Depuis une trentaine d'année, il est connu qu'une croissance osseuse anormale entraîne des asymétries au niveau des membres supérieurs (Dangerfield et al., 1980; Burwell et al., 1981) et du visage (Mehta, 1981) chez les SIA. Ces disproportions squelettiques sont considérées comme étant une prédisposition à la progression de cette pathologie. Nicolopoulos et al. (1985) ont mis en évidence que la tendance qu'ont les jeunes filles scoliotiques à avoir une taille supérieure à la moyenne était due aux changements prenant place au niveau de la ceinture pelvienne et des membres inférieurs. Bien qu'ils aient retrouvé une augmentation disproportionnée de la hauteur de la ceinture pelvienne, cette mesure n'était pas prise directement sur cette dernière. Ils ont plutôt évalué sa hauteur en soustrayant la taille sous-ischiale de la moyenne des longueurs totales des jambes des sujets. La taille sous-ischiale était quant à elle obtenue en soustrayant la taille du sujet en position assise à celle en position debout (Merriam et al., 1983). Les résultats de la présente étude ne soutient qu'en partie cette observation, puisque seule une différence entre les sujets avec SIA sévère et les témoins s'est avérée significative. Seule les EIPS droites et gauches des sujets scoliotiques étaient plus hautes que pour les sujets sans

scoliose. On propose alors que l'anomalie de croissance osseuse affectant la hauteur de la crête iliaque n'est pas aussi marquée que ce que prétendent Nicolopoulos et al. (1985).

L'association entre scoliose sur la géométrie de la ceinture pelvienne en AP n'est pas encore bien comprise. Mahaudens et al. (2005) ont enregistré les coordonnées 3D de trois marqueurs disposées sur la ceinture pelvienne, dont un sur S1 et les deux autres sur la crête iliaque, mais n'ont utilisé aucun paramètre évaluant la profondeur pelvienne. De leur côté, Mac-Thiong et al. (2006) ont porté attention à des distances à partir de repères anatomiques pelviens mesurées à partir de radiographie, mais n'ont trouvé aucune différence significative. Toutefois, leurs repères n'étaient positionnés qu'au niveau du pubis et de la colonne sacrée. Aucun paramètre ne reflétait alors la géométrie de la crête iliaque. De plus les jeunes filles participant à l'étude de Mac-Thiong avaient toutes un angle de Cobb supérieur à 30°. Nos résultats vont dans la même direction que les leurs, à savoir que l'altération de la morphologie pelvienne n'est pas observée chez le sujet avec SIA sévère, mis à part pour un avancement significatif de 5,5 mm de l'EIPS gauche. Par contre, notre étude est la première à distinguer la profondeur de la crête iliaque des scoliotiques avec SIA modérée de celle des sujets témoins, mais aussi de celle avec une SIA sévère. Un paramètre comme la profondeur du bassin, reflétant une altération de la croissance osseuse, est donc en mesure de distinguer l'effet de la sévérité de la scoliose sur la morphologie du bassin.

La géométrie de la crête iliaque des scoliotiques dans l'axe ML a été plus étudiée que celle dans l'axe AP. Mahaudens et al. (2005), en observant les radiographies postéro-antérieures d'une douzaine de sujets SIA, ont distingué des différences entre la largeur de la crête

iliaque droite et gauche dans le plan frontal. Mac-Thiong et al. (2006), en relevant 26 paramètres mesurés sur des radiographies postéro-antérieures au niveau de la ceinture pelvienne, ont retrouvés des différences entre les sujets sains et scoliotiques sévères (angle de Cobb $\geq 30^\circ$) à l'aide de 11 de ceux-ci, dont un se rapportant à la largeur de crête iliaque droite. Ceci diverge des résultats de notre étude puisque nos sujets sévères ont démontré une largeur de la crête iliaque droite similaire aux sujets témoins. Toutefois, une largeur plus importante est notée lorsque l'on compare les sujets SIA modérés avec les SIA sévères, et ce autant au niveau des marqueurs EIAS que ESCI et ELCI. La présente étude est la première à distinguer l'anomalie de croissance osseuse entre les sujets SIA modérée et les sévère, qui se reflète dans la largeur de la crête iliaque. Il est intéressant de noter que cette différence ne prend place qu'entre les sujets SIA sévères et modérés, les témoins détenant une largeur pelvienne droite se situant entre les valeurs des sujets SIA modérée et SIA témoin. Cette anomalie de croissance pourrait alors être employée dans la prédiction du pronostic d'une scoliose. Une croissance osseuse pelvienne faible dans l'axe ML serait un facteur positif à la stabilité de la courbure. Cette hypothèse sera discutée à la section 5.4.

Burwell et al. (1992) ont proposé une théorie générale concernant l'étiologie de la SIA et pour laquelle ils décrivent la ceinture pelvienne comme étant la structure provoquant une rotation (« dinner plate ») qui serait transférée à la colonne vertébrale (« flagpole »). Notre étude est la première à rapporter qu'il y a peu de différence entre la distorsion morphologique pelvienne des jeunes filles saines et de celles avec SIA modérée. La distorsion pelvienne est principalement retrouvée lors de comparaison entre les sujets avec

SIA sévère et les autres groupes. Ceci laisse supposer que la croissance de l'aile iliaque droite se fait plus rapidement chez le groupe SIA sévère, et ce même si les jeunes filles des trois groupes avaient, un âge, une masse et une taille similaires. Cette croissance plus rapide du côté droit de la ceinture pelvienne résulte en un plus faible moment d'inertie autour de l'axe vertical pour le côté gauche que pour le droit. On suggère que cette croissance osseuse asymétrique puisse créer une torsion horizontale de la ceinture pelvienne, une hypothèse se rapportant au principe que la ceinture pelvienne provoque la rotation axiale de la colonne, tel décrit par Burwell et al. (1992).

Le deuxième objectif du premier volet est de vérifier si les modifications dans la géométrie de la ceinture pelvienne sont associées à l'angle de Cobb des sujets scoliotiques. Legaye et al. (1998), ont rapporté une corrélation significative entre le degré de lordose et les paramètres de la ceinture pelvienne, soient l'incidence pelvienne, la pente des vertèbres sacrée et l'inclinaison pelvienne. Ces corrélations ont été retrouvées chez les adultes avec scoliose sévère, mais seulement dans le plan sagittal. Mac-Thiong et al. (2005, 2007) ont trouvé des relations similaires chez les jeunes filles SIA sévères. Cependant, aucune étude n'a rapporté de corrélation entre l'angle de Cobb et la géométrie pelvienne dans les trois axes. Or, la présente étude a su distinguer la sévérité de la scoliose au moyen de la distorsion pelvienne, autant dans sa hauteur et sa largeur chez les SIA sévères que dans sa profondeur chez les SIA modérées. Il devient important de comprendre la relation présente entre la croissance pelvienne dans tous ses axes et l'angle de Cobb.

Gum et al. (2007) ont trouvé une corrélation non significative de $R = 0,326$ avec un $p = 0,074$ entre l'angle de Cobb de la courbure principale de la SIA et le ratio pelvien gauche/droit pour des SIA avec une courbe thoracique. La présente étude a mis en évidence des corrélations significatives supérieures à 0,56 entre l'angle de Cobb par rapport à la largeur du côté droit et à la profondeur du côté gauche de la ceinture pelvienne. Toutefois, celles obtenues avec les distances verticales ne sont pas significatives et ne s'élèvent pas au-delà d'un $R = 0,17$, soulignant l'implication seule du plan horizontal. Encore une fois, ces résultats supportent la théorie du système d'induction de rotation par la ceinture pelvienne de Burwell et al. (1992) et notre hypothèse d'anomalie de croissance pelvienne du côté de la convexité de la SIA comme étant une prédisposition à la progression de la SIA.

Réciproquement, la déformation de la ceinture pelvienne pourrait représenter une adaptation compensatoire à une déformation de la colonne vertébrale. En effet, certaines études ont rapporté qu'une SIA engendrait une modification quant à l'activité musculaire des muscles du tronc du côté de la convexité de la SIA (Riddle et Roaf, 1955; Hopf et al., 1998). Par le maintien du tronc à la verticale, les muscles abdominaux et du rachis appliqueraient une tension plus marquée au niveau de la crête iliaque, faisant en sorte de solliciter la croissance au niveau des centres d'ossification secondaire de la crête iliaque. C'est au niveau du cartilage triradié que se situe la plaque de croissance héli-pelvienne, qui correspond aussi à ses trois centres d'ossification primaire. Par ailleurs, cinq autres sites, nommés les centres d'ossification secondaire, sont situés sur l'héli-pelvis. Un de ces sites prend position au niveau de la crête iliaque. Une augmentation des forces de tension

appliquées sur la crête iliaque pourrait alors exacerber la croissance osseuse à ce même endroit. Par contre, il convient de souligner que si un tel phénomène prend place, la crête iliaque aurait alors tendance à s'accroître à la verticale et non à l'horizontale. C'est pour cette raison qu'avec la présente étude, on réitère l'explication par laquelle une altération de la morphologie pelvienne dans le plan transverse, en modifiant les forces de tension agissant sur la colonne vertébrale, influence la progression d'une SIA, comme il a été suggéré Mac-Thiong et al. (2003).

Bien qu'aucune différence notable n'a pu être retrouvée quant aux angles d'orientation pelvienne entre les groupes de sujets et ce dans les trois plans, il est possible que la rotation axiale de la ceinture pelvienne ait été dissimulée par une grande variation intersujets. Ainsi, en vue de préciser le rôle de la biomécanique pelvienne dans le développement de la scoliose, le troisième objectif de ce premier volet a pour but de déterminer si la rotation pelvienne des sujets SIA y est associée. On a trouvé que seule la distorsion dans l'axe ML est associée à la rotation pelvienne. Ceci est caractérisé par une augmentation dans la largeur de la ceinture pelvienne qui est reliée à sa rotation et qui amène le côté droit derrière le côté gauche. Des coefficients de corrélations $> -0,50$ sont retrouvés pour la distorsion pelvienne au niveau des EIAS droite et gauche, et d'en moyenne $-0,40$ pour les ELCI. Ces deux repères situés en périphérie latérale de la crête iliaque sont alors plus susceptibles d'indiquer une distorsion due à une anomalie de croissance osseuse pelvienne.

Deux mécanismes peuvent expliquer cette relation. Le premier a trait à la distorsion de la ceinture pelvienne associée à une croissance asymétrique et qui pourrait causer sa rotation

en altérant le moment d'inertie autour de l'axe vertical (Inman et Mann, 1986). En ce sens, la crête iliaque droite, étant plus large que la gauche (en fonction de la distance en ML), aurait un rayon de giration (k) plus élevé que pour celui de la crête iliaque gauche et donc un moment d'inertie plus élevée ($I = m*k^2$; I : moment d'inertie, m : masse, k : rayon de giration) ce qui mènerait à une modification de l'orientation pelvienne, se traduisant par une rotation de la crête iliaque gauche vers l'avant. Cette rotation pelvienne dans le plan horizontal affecte alors jusqu'à un certain point la posture et le maintien orthostatique (Inman et Mann, 1986; Tropp et Odenrick, 1988), mais aussi la locomotion (Lonner et al., 2010; Kramers-de-Quervain et al., 2004).

Lors d'une étude analysant la marche de dix sujets SIA au moyen du moment libre, Kramers-de-Quervain et al. (2004) ont remarqué une asymétrie du patron locomoteur. En effet, les sujets SIA déployaient sous le pied droit un moment libre interne plus faible et un moment libre externe plus élevé que sous le pied gauche. Puisque les auteurs n'ont pas observé d'asymétrie dans la cinématique des scoliotiques lors de la marche, ils expliquent leurs résultats comme étant l'expression des désordres de torsion qui se reflète dans les forces de réaction au sol. Nos résultats convergent avec les leurs si la relation existant entre la distorsion et l'orientation pelvienne est considérée. En ce sens, on avance que si la ceinture pelvienne présente une rotation axiale gauche, il appert que le pied droit peut exercer un moment libre plus important en externe et moins important en interne que le pied gauche. Cette hypothèse novatrice ne peut toutefois pas être confirmée par les résultats de la présente étude.

Le deuxième mécanisme qui peut expliquer la relation entre la rotation et la distorsion pelvienne est qu'une variation de l'orientation engendre une distorsion. L'origine de cette rotation pelvienne chez les scoliotiques peut être diverse par exemple une mauvaise proprioception chez ces sujets (Yamada et al., 1984; Barrack et al., 1988; Keesen et al., 1992) ou une compensation posturale à la torsion de la colonne vertébrale (Gum et al., 2007). La rotation pelvienne fait alors en sorte de générer une plus forte tension sur certains endroits des os iliaques par les muscles posturaux et locomoteurs, ceux-ci prenant leur origine au niveau de la crête iliaque et son aile. Toutefois, en se fiant à cette théorie que l'on a présenté précédemment, la distorsion de la crête iliaque devrait être proportionnelle ou du moins suivre la progression de l'angle de Cobb de la scoliose. Ce n'est pas le cas avec les présents résultats : les distances en ML présentées par le groupe SIA modérée étaient parfois égale ou même plus faible que le groupe témoin. Ainsi, nos résultats portent à croire que l'orientation pelvienne suit, plutôt que précède, la distorsion de la crête iliaque.

En résumé, ce premier volet montre une orientation pelvienne des filles SIA similaire à celle du groupe témoin et ce peu importe le degré de sévérité de cette dernière. Une distorsion pelvienne est toutefois présente et se caractérise principalement par un élargissement du côté droit de la ceinture pelvienne chez le sujet avec SIA sévère comparativement au sujet avec SIA modéré. On propose que cette dysmorphie, pouvant être expliquée par une croissance plus rapide du côté droit, entraîne un plus faible moment d'inertie autour de l'axe vertical pour le côté gauche de la ceinture pelvienne, ce qui expliquerait la relation observée entre la largeur pelvienne droite et l'orientation bassin.

5.2 Attitude posturale et association avec la sévérité de la SIA

Ayant trouvé que la croissance osseuse est affectée différemment si la sévérité de la SIA est modérée ou sévère, on vérifie ici si c'est aussi le cas avec la posture du tronc, qui est, au point de vue anatomique, davantage en lien avec la déformation de la colonne vertébrale. Vu le désalignement de la colonne vertébrale, la SIA entraîne des changements au niveau de la posture du tronc (Krawczynski et al., 2006; Nault et al., 2002; Zabjek et al., 2005; Zabjek et al., 2008), on peut croire que ces modifications varient en fonction de la sévérité de la scoliose. Toutefois, l'évolution des changements posturaux avec la progression de la scoliose demeure nébuleuse.

Des études traitant de la SIA ont souvent associé l'angle de Cobb à différents paramètres du tronc, telle la rotation vertébrale (Krawczynski et al., 2006; Kuklo et al., 2005), la topographie du tronc (Goldberg et al., 2001) et la gibosité de la scoliose (Samuelsson et Noren, 1997; Amendt et al., 1990). Toutefois, aucune d'entre elles n'a regardé les différences prenant place entre les adaptations corporelles de sujets scoliotiques avec différents degrés de sévérité.

La présente étude a mis en évidence la distinction entre la posture des jeunes filles avec une SIA modérée de celle avec une SIA sévère. L'asymétrie et la déformation du tronc dans le plan frontal sont intimement reliées aux préoccupations du sujet face à son image. La distorsion du tronc peut être quantifiée par plusieurs paramètres dont, entre autres, la différence de hauteur des épaules et leur déviation relativement à la ligne horizontale et l'asymétrie des scapulas. À l'aide d'un questionnaire, Raso et al. (1998) ont identifié

l'asymétrie des scapulas comme étant la variable qui prédisait le mieux la distorsion du tronc. C'est d'ailleurs uniquement pour ce paramètre que le groupe avec SIA sévère se différencie des deux autres groupes dans notre étude : les jeunes filles avec SIA sévère présente une déviation moyenne des scapulas vers la droite, soit du même côté que la convexité de leur colonne vertébrale. L'inclinaison latérale des scapulas des sujets SIA modérée est à mi-chemin entre l'inclinaison vers la droite retrouvée chez les SIA sévère et celle vers la gauche des non-scoliotiques. Toutefois, aucune distinction n'est notée quand à l'inclinaison latérale des scapulas des scoliotiques modérées comparativement aux autres groupes. La déviation latérale des scapulas peut alors distinguer une scoliose sévère d'une modérée.

La correspondance du niveau vertébrale des pointes inférieures des scapulas peut expliquer le fait que ces dernières soient les seuls marqueurs à pouvoir distinguer les trois groupes de sujets. En effet, les pointes inférieures des scapulas sont situées normalement au niveau que la vertèbre T7. Puisque les sujets SIA possédaient toute une courbure droite en majorité au niveau thoracique, les marqueurs des scapulas sont alors situés davantage à proximité de l'apex de la scoliose. Ainsi, une translation de la vertèbre apicale de la scoliose, qui est plus importante avec les SIA sévères qu'avec les modérées, aura tendance à faire dévier les scapulas de la ligne médiane. Par une association anatomique, les scapulas semblent refléter la sévérité de la scoliose, mais uniquement lorsque la sévérité atteint un certain seuil.

La déformation sagittale de la colonne vertébrale lors de la progression de la scoliose répond à une grande variabilité en ce qui concerne l'évolution de la cyphose thoracique.

Selon Asher et Cook (1995), la vertèbre apicale de la courbure a tendance à se diriger en antéro-latéral au début du développement de la SIA pour ensuite se réorienter en postéro-latéral. Au fil de la progression de la SIA, la géométrie de la colonne vertébrale évoluerait d'abord en hypocyphose, deviendrait plate jusqu'à l'apparition d'une lordose, pour ensuite redevenir plate, hypocyphotique, normocyphotique et même hypercyphotique. Toutefois, cette tendance n'est pas retrouvée chez tous les sujets SIA. En effet, Sangole et al. (2009) ont fait la distinction entre l'évolution de la courbure thoracique de sujets SIA qui s'avéraient avoir le même type de courbure.

Bien que la présente étude ne peut représenter la géométrie exacte de la colonne vertébrale, elle permet toutefois d'identifier une attitude posturale chez les sujets SIA sévère qui se distingue de celle retrouvée chez les SIA modérée. La partie supérieure du tronc, reflétée par les positions respectives de C7 et de la moyenne des angles inférieurs des scapulas, montrent une inclinaison antérieure plus importante comparativement aux deux autres groupes. On peut ainsi associer l'inclinaison du haut du corps vers l'avant à l'attitude hypocyphotique thoracique des jeunes filles scoliotiques. La présence d'une courbure modérée n'a donc aucun effet sur la posture des jeunes filles scoliotiques et ce, autant dans le plan frontal que sagittal.

Il est reconnu que la rotation axiale des vertèbres associée à une SIA est celle qui suit la déviation latérale de la scoliose (Armstrong et al., 1982). À titre d'exemple, une SIA thoracique droite présentera une déviation latérale droite et une rotation vertébrale droite, ce qui provoquera une rotation axiale de la cage thoracique menant le côté droit derrière le

gauche. Nos résultats convergent avec cette observation. En ce sens, l'orientation horizontale des scapulas des sujets avec SIA sévère subit une rotation axiale vers la droite, soit du même côté que la convexité de la colonne vertébrale. Cette rotation axiale droite du groupe SIA sévère se distingue de celles retrouvées chez les groupes témoin et SIA modérée, qui eux présentent une rotation axiale gauche. Tout comme on l'a mentionné pour la déviation frontale de tronc, les marqueurs des pointes inférieures des scapulas étant davantage à proximité de l'apex des scolioses thoracique, représente mieux les déformations du tronc que les marqueurs des acromions. Toutefois, ces repères anatomiques positionnés à proximité de la déformation de la colonne, ne sont pas en mesure de distinguer quelques déformations que ce soit lors de la présence d'une scoliose modérée. Ainsi, aucune attitude posturale distincte n'est décelée chez des jeunes filles ayant une courbure modérée.

Ceci est aussi le cas pour les acromions. L'orientation axiale des acromions nous renseigne sur ce qui semble être un mécanisme de compensation posturale chez les sujets SIA sévères. En ce sens, ils subissent une rotation axiale gauche significative, ce qui laisse supposer un principe de contrebalancement autour de l'axe vertical. Cette rotation des épaules a aussi été observée par Masso et Gorton (2002) chez un groupe préopératoire de sujets avec une scoliose thoracique droite. Encore une fois, les jeunes filles avec SIA modérée présentent une attitude posturale similaire au groupe témoin en ce qui a trait à leurs épaules, bien qu'aucune différence en ce qui a trait à l'orientation horizontal des acromions ne soit retrouvée entre les groupes avec SIA sévère et modéré. Toutes ces comparaisons entre les inclinaisons et la rotation axiale des trois groupes de sujets mettent

en évidence que les perturbations posturales observées chez les sujets scoliotiques ne surviennent que tardivement dans l'évolution de la SIA. Cette étude-ci est la première à faire la distinction entre l'attitude posturale des jeunes filles avec une SIA modérée et sévère.

Le deuxième objectif de ce volet était de quantifier la relation prenant place entre l'angle de Cobb et la posture des sujets SIA dans les trois plans anatomiques. Dickson et al. (1984) proposent qu'une rotation vertébrale du même côté que la déviation latérale serait associée à une « dorsalisation » de l'axe de rotation transverse instantané. En ce sens, lorsque la courbure est en situation normale de cyphose, l'axe de rotation se retrouve positionné du côté ventral des corps vertébraux permettant alors à l'arche dorsale des vertèbres de suivre la déviation latérale. Toutefois, une rotation vertébrale d'une colonne avec SIA serait le résultat de couple de forces anormales menant à un déplacement de l'axe de rotation transverse vers l'arche dorsale des vertèbres. Cela entraînerait alors une rotation des corps vertébraux du même côté que déviation latérale de la colonne vertébrale. Rappelons que dans cette étude, des corrélations significatives avec l'angle de Cobb n'ont été retrouvées que pour le plan sagittal et l'horizontal. Ce sont d'ailleurs au niveau des scapulas, reflétant le segment thoracolombaire du tronc, que les corrélations les plus élevées ont été obtenus, soit de 0,43 et de -0,51 pour l'inclinaison antérieure et la rotation axiale droite respectivement. Celles-ci concordent ainsi avec le développement normal de la SIA pour lequel une courbure droite entraîne une déformation vertébrale sagittale et une rotation axiale droite de la cage thoracique (Armstrong et al., 1982).

De cette manière, plus la SIA tend à être sévère, plus ces phénomènes sont exacerbés. Il est à noter que ces relations significatives observées entre la sévérité de la scoliose et la posture sagittale et horizontale du tronc ne correspondent qu'à un degré limité de corrélation. Par exemple, avec la corrélation de -0,51 pour la rotation axiale des scapulas, seulement 26% de la valeur de l'angle de Cobb est expliqué. De plus, les relations entre l'attitude posturale dans le plan horizontal et sagittal demeurent limitées, même si les corrélations ne sont calculées qu'avec le groupe SIA sévère. En effet, aucune corrélation ne s'est avérée significative pour les sujets avec SIA sévère. Tel est aussi le cas chez celle avec une SIA modérée. Ceci permet de constater que la rotation axiale de la portion thoracolombaire, son inclinaison sagittale tout comme celle du haut du tronc sont associées, mais de manière limitée à la sévérité de la scoliose.

Étonnamment, les déviations latérales ne sont pas associées à l'angle de Cobb dans cette étude. Qiu et al. (2010) se sont intéressés aux relations existant entre des paramètres radiologiques et esthétiques chez 52 jeunes filles avec une SIA thoracique droites. Des variables radiologiques, tel l'angle de Cobb, la translation et la rotation de la vertèbre apicale ainsi que l'orientation pelvienne, étaient associées à celle correspondant aux index de hauteur, de surface et de profondeur de la taille et de la gibbosité, soient des paramètres reflétant l'esthétisme du tronc. C'est la translation apicale, et non pas l'angle de Cobb, qui s'est avérée la variable radiologique la mieux corrélée aux paramètres esthétiques ($R = 0,57$). Ainsi, bien que l'angle de Cobb soit le paramètre de choix lorsqu'il s'agit de quantifier la sévérité de la SIA, il n'est pas autant associé à la distorsion du tronc. Un parallèle peut donc être fait entre ces résultats et notre étude, lorsque nous ne retrouvons

aucune corrélation entre les déviations frontales et l'angle de Cobb. Ainsi, cette étude met en évidence que la posture n'est pas affectée de manière proportionnelle à la déformation de la colonne.

Le dernier objectif de ce volet est de déterminer si les adaptations posturales des SIA sont associées aux modifications de la géométrie pelvienne. La stratégie d'équilibre horizontale chez le sujet scoliotique, soit celle agissant dans le plan transverse lors du maintien orthostatique, a été rapportée pour la première fois par Dalleau et al. (2007) en utilisant comme paramètre le moment libre agissant autour de l'axe vertical. Les jeunes filles SIA démontrent une plus grande oscillation autour de l'axe vertical que les jeunes filles saines. L'indépendance de cette stratégie face à celles connues sous le nom des stratégies des hanches et des chevilles (Winter et al., 1996) prenant place respectivement dans le plan frontal et le sagittal, a été confirmé par Beaulieu et al. (2010) lors du maintien d'une position debout sur simple et double support. Cette stratégie posturale autour de l'axe vertical, adoptée seulement par les jeunes filles avec une SIA non-traitée, a été attribuée à des changements morphologiques entraînés par les déformations de la colonne vertébrale et du tronc en plus de désordres sensoriels et moteurs. Elle pourrait aussi résulter d'une dérive vers l'arrière du centre de masse du tronc par rapport à celui du corps en entier, ce qui mènerait à une augmentation de l'instabilité en ML dans le but de réaligner l'équilibre dans le plan frontal (Dalleau et al., 2011).

Notre étude met en évidence la relation que présente la largeur et la profondeur de la crête iliaque droite avec la rotation axiale du tronc. On ajoute que cette stratégie d'équilibre

autour de l'axe verticale des sujets SIA est due à une perturbation de la gestion de la rotation axiale du tronc associée à la distorsion pelvienne. Ainsi, l'anomalie de croissance retrouvée chez les scoliotiques affecte non seulement la géométrie, mais aussi l'attitude posturale.

Lors du premier volet, on a trouvé que la ceinture pelvienne des sujets avec SIA modérée était moins profonde du côté gauche. On avance qu'une distorsion de la ceinture pelvienne entraîne une asymétrie dans les mouvements de rotation transverse de la ceinture pelvienne, affectant par la suite les mouvements de rotation transverse du reste du corps. En tenant compte des corrélations obtenues entre l'orientation transverse des scapulas et des acromions, les présents résultats convergent avec notre hypothèse. En effet, la faible profondeur de la crête iliaque est corrélée avec la rotation des épaules et des scapulas. La distorsion pelvienne contribue aux rotations du tronc dans le plan horizontal.

Par les différences observées entre les groupes de sujets et par les relations affichées entre la posture, l'angle de Cobb et la distorsion pelvienne, on propose le principe suivant. La dysmorphie pelvienne, en augmentant la circonférence de la crête iliaque en largeur et en profondeur, amène une compensation posturale menant à une inclinaison latérale et sagittale et à une réorientation horizontale du tronc. Cette compensation reposerait sur le principe qu'une translation postérieure du centre de rotation vertébrale entraîne une rotation des corps vertébraux et une déviation latérale des vertèbres. Par ailleurs, puisqu'aucune inclinaison postérieure du tronc n'est notée par rapport à la vertèbre S1, et même qu'à l'inverse, les scapulas sont plutôt avancées, on suppose qu'il y ait un déplacement

postérieur de tout le corps vers l'arrière. La prochaine section tente de confirmer cette hypothèse en discutant des résultats reliés à l'équilibre des sujets SIA.

En résumé, la présente étude est la première à observer les modifications posturales engendrées par des SIA de différents degrés de sévérité. Les jeunes filles avec une SIA modérée se comportent similairement à celles sans SIA, tandis que la posture des sujets avec SIA sévère était affectée dans les trois plans anatomiques, surtout en ce qui concerne l'inclinaison et l'orientation des scapulas. Par ailleurs, l'attitude posturale des SIA n'est que modérément corrélée à l'angle de Cobb, et ce seulement dans le plan sagittal et l'horizontal, tandis qu'elle l'est davantage avec la distorsion pelvienne. La sévérité de la courbure de jeunes filles atteintes de SIA n'explique donc pas leur posture, surtout en ce qui a trait aux inclinaisons latérales du tronc. D'autres facteurs semblent alors jouer dans la prédiction de la courbure scoliootique. Cela est discuté lors de la section 5.4.

5.3 Équilibre postural

Comme déjà mentionné, la ceinture pelvienne transfère le poids du haut du corps aux membres inférieurs. En présentant une dysmorphie pelvienne, les sujets SIA auraient, en théorie, des différences marquées quant à la gestion de leur équilibre. Plusieurs études se sont intéressées à vérifier ces observations (Herman et al., 1985; Nault et al., 2002; Sahlstand et al., 1978; Simoneau et al., 2006). Contrairement à notre travail, ces dernières ne différenciaient pas le degré de sévérité des sujets SIA. Une interprétation des résultats

obtenus quant à l'équilibre des jeunes filles SIA et la relation entre cet équilibre et l'angle de Cobb est présentée dans cette section du chapitre.

L'objectif du troisième volet de cette thèse est de comparer l'équilibre de jeunes filles avec une SIA modérée et sévère afin de déterminer si le contrôle de la position orthostatique est perturbée dès le début de la présentation de la scoliose. Très peu d'études ont décrit le maintien en position debout de patients avec une SIA modérée et sévère, tout en incluant un groupe contrôle. À notre connaissance, seuls Haumont et al. (2011) se sont intéressés à la distinction présente entre l'équilibre de deux groupes de sujets SIA en début de diagnostic: en présentant un angle de Cobb entre 5 et 14°, l'autre entre 15 et 25°. Chez le groupe avec le plus grand angle de Cobb, ils ont trouvé que l'excursion du COP avait la plus grande surface et que ces sujets oscillaient davantage en ML lorsque leurs yeux étaient fermés. Ces résultats ont été attribués à un trouble de contrôle d'équilibre découlant de l'information proprioceptive modifiée et qui favoriserait une stratégie ciblée plutôt sur les hanches que sur les chevilles.

Un parallèle est à faire entre ces résultats et les nôtres où les jeunes filles avec une SIA sévère démontrent davantage d'instabilité dans l'axe ML que les sujets témoins. Cela est le cas lorsque l'on regarde l'amplitude du déplacement du COP_{ML} , mais aussi l'augmentation de la vitesse du COP_{ML} . Ainsi, même si une plus grande activité neuromusculaire est requise en ML, l'équilibre résultant de ce contrôle n'en est pas amélioré. Cette comparaison prend place entre le groupe avec SIA sévère et le groupe témoin, mais pas avec celui SIA modérée, comme l'avait constaté Haumont et al. (2011). Cette divergence s'explique par les critères d'inclusion des groupes qui diffèrent entre leur étude et la nôtre. Les sujets du

premier groupe de Haumont et al. (2011) avaient un angle de Cobb entre 5 et 14° ce qui revient à dire que certains sujets se trouvent à l'extérieur des critères cliniques de la SIA (Bunnell et al., 1986). De plus, sachant qu'une marge d'erreur de 5° est présente lors de la mesure de l'angle de Cobb (Mior et al., 1996), il est possible que ce groupe de SIA puisse comprendre en majorité des sujets non SIA contrairement à ce qu'ils prétendent. En ne considérant que de réelles scolioses modérées, c'est-à-dire ayant un angle de Cobb $>10^\circ$, notre étude est la première à noter que les jeunes filles SIA avec un angle modérée ne sont pas plus stables que celles avec une SIA sévère, sans toutefois être plus instables que les jeunes filles sans scoliose.

Pour ce qui est du second groupe de l'étude de Haumont et al. (2011) comprenant des sujets avec un angle de Cobb compris entre 15 et 25°, ce qui correspond davantage à notre groupe avec SIA modérée, des différences ont été trouvées. Chez notre groupe de SIA sévères, on n'a trouvé une différence qu'avec le groupe témoin pour l'amplitude du COP_{ML} , mais pas pour le COP_{AP} . Cela peut être causé par le choix des paramètres choisis. Haumont et al. (2011) ont utilisé la surface d'oscillation afin de distinguer l'équilibre entre les deux groupes de sujets, tandis que nous avons plutôt opté pour la vitesse moyenne et l'étendue du COP relatives aux axes ML et AP. Il est connu que ces deux derniers paramètres sont plus sensibles et spécifiques aux troubles d'équilibre que la surface d'oscillation (Raymakers et al., 2005; Moghadam et al., 2011), ce qui explique en partie la divergence entre nos résultats et les leurs. Un second problème avec la méthode employée par Haumont et al. (2011) réside dans les sujets prenant part à ces deux groupes : ils présentaient différents types de scolioses, soit des thoraciques, thoracolombaires, lombaires

et double majeures. Gauchard et al. (2001) ont mis en évidence les différences que les scolioses lombaires entraînaient davantage d'instabilité que tous autres types de déformations. Notre étude se démarque donc par l'homogénéité de ses groupes de sujets, pouvant alors démontrer que la présence d'une scoliose sévère thoracique entraîne une instabilité dans le plan ML, en épargnant toutefois celle en AP. Cette normalité quant à l'équilibre antéropostérieur peut s'expliquer par les résultats obtenus pour la position moyenne du COP en antéropostérieur.

La présente étude démontre une particularité commune aux jeunes filles avec SIA modéré et sévère : elles présentent toutes deux un COP_{AP} ayant une position reculé et une vitesse moyenne de déplacement augmentée par rapport au groupe témoin. Ce résultat montre que la scoliose est associée dès le début de son évolution à un mécanisme de contrôle de l'équilibre différent de la norme. Kuo et collaborateurs (2010) ont analysé l'impact du retrait de l'information visuelle et proprioceptive sur le contrôle de l'équilibre de 22 sujets SIA et autant de sujets témoins en enregistrant, à l'aide d'un système d'électromyographie (EMG), l'activité musculaire bilatérale des multifides, des moyens fessiers et des gastrocnémiens. Les participants étaient soumis à diverses situations où la vision et/ou la proprioception étaient perturbées. Bien que la contraction et la durée des signaux EMG est similaires entre les sujets témoins et les SIA, ces derniers démontrent une activation précoce des gastrocnémiens du côté droit face à une perturbation. Cette observation peut expliquer pourquoi les jeunes filles scoliotiques maintiennent leur COP dans une position davantage en postérieur. Par la contraction précoce des gastrocnémiens, le COP ne peut rejoindre une position aussi antérieure que celle retrouvée chez le groupe de sujet témoin.

Les jeunes filles scoliotiques avec un degré de sévérité haut ou modéré, maintiennent donc leur COM davantage vers l'arrière que les non-scoliotiques en augmentant probablement le niveau de tension des fibres musculaires des fléchisseurs plantaires.

L'amplification de la demande neuromusculaire dans l'axe AP, reflétée par la vitesse du COP_{AP} , va d'ailleurs dans la même ligne d'idée. Cette augmentation de la vitesse de déplacement du COP_{AP} retrouvée dans notre étude chez les deux groupes de SIA, peut s'expliquer par la contraction musculaire précoce des gastrocnémiens notée par Kuo et al. (2010). Dès le début de l'apparition de la SIA, l'équilibre semble alors être sous un contrôle différent, même si l'aboutissement de cette stratégie n'affecte pas la stabilité des scoliotiques dans l'axe AP. Ceci est souligné par le maintien postérieur du COP et l'accroissement de la vitesse du COP_{AP} , mais sans augmentation notable de l'amplitude du COP_{AP} .

Lors d'une étude portant sur la gestion du T_Z des jeunes filles scoliotiques, Dalleau et al. (2007) ont investigué les relations retrouvées entre les paramètres du COP en AP et en ML et ceux autour de l'axe vertical, tel l'erreur RMS du T_Z et de son étendue. Ces chercheurs ont trouvé une corrélation plus importante entre le COP_{AP} et les paramètres du T_Z que pour les sujets témoins. D'autres ont attribué cette corrélation à l'asymétrie de la réponse musculaire paraspinale aux perturbations de l'équilibre (Perret et Robert, 2004) et à la contribution des mouvements de rotation horizontale du corps aux déplacements du COP (Ferdjallah et al., 2002). Avec la présente étude, on propose que cette association entre le COP_{AP} et la rotation du corps soit due à une rotation pelvienne, qui est elle-même corrélée à

une anomalie de croissance pelvienne, comme on l'a mis en évidence à la section 5.1. Toutefois, cette relation entre la distorsion pelvienne et la position du COP_{AP} ne se fait qu'indirectement par le biais de la rotation pelvienne, puisque les corrélations entre les distances pelviennes et la position moyenne du COP_{AP} ne sont pas significatives. Par les phénomènes biomécaniques qu'il entraîne sur le corps, le maintien du COM vers l'arrière semble jouer un rôle quant au contrôle de l'équilibre autour de l'axe vertical.

On a proposé à la section précédente que l'augmentation de la profondeur et de la largeur de la crête iliaque soient associées à une compensation posturale provoquant la translation postérieure de l'axe de rotation axiale des vertèbres et menant au développement d'une scoliose. Ce déplacement de la ligne de rotation axiale, provoquerait le déplacement vers l'arrière de la position du COM, reflété par la moyenne du COP_{AP} . Une telle position moyenne du COP vers l'arrière est retrouvée dans la présente étude, comme dans celle de Nault et al. (2002). On aurait pu croire que ce déplacement du COP_{AP} soit associé à la sévérité de la scoliose. C'est sur cette hypothèse que le second objectif de cette section reposait : quantifier la relation existant entre l'angle de Cobb et les paramètres d'équilibre.

Aucune des corrélations ne s'est avérée significative lorsqu'elles ont été réalisées avec tous les sujets SIA de manière confondue. Toutefois, une relation limitée ($R = -0,45$) a été obtenue entre ces mêmes paramètres quand seuls les sujets avec SIA modérée ont été considérés. Celle-ci propose que, chez les jeunes filles ayant un angle de Cobb modéré, l'augmentation de cette sévérité soit associée à une diminution de la vitesse du COP_{ML} . Une stratégie d'équilibre semble donc apporter moins d'importance à la stratégie des hanches

régulant le maintien latéral du corps lorsque la SIA gagne en sévérité. Cette stratégie distingue les jeunes filles ayant une scoliose modérée de celles possédant une sévère. Celle-ci serait efficace puisque ce laisser-aller quant à la demande neuromusculaire au niveau des hanches ne provoque aucune augmentation de l'instabilité latérale du corps.

Bien que la position du COP des sujets avec SIA sévère soit située derrière celle des sujets témoins, ceux avec une SIA modérée montrent aussi ce maintien, même s'ils ne présentent pas de distorsion de la crête iliaque. On propose alors que la position moyenne du COP vers l'arrière soit davantage considérée comme une prédisposition au développement d'une scoliose sévère et non pas comme une cause de cette dernière. Comme suggéré par Burwell et al. (1992), il est possible que des altérations au niveau neurologique prédisposent les sujets scoliotiques à un tel positionnement de leur COP. Il est d'ailleurs connu que la proprioception des scoliotiques est affectée (Yamada et al., 1984) ce qui apporte de nouvelles stratégies d'équilibre voulant contrebalancer ce déficit d'intégration sensoriel (Beaulieu et al., 2009; Simoneau et al., 2006). Ce déplacement de leur centre de stabilité vers l'arrière fait en sorte de palier leurs lacunes proprioceptives, en augmentant le niveau de sensibilité de l'étirement du muscle par les fuseaux neuromusculaires.

Les particularités relatives à l'équilibre retrouvée chez tous les sujets SIA ne sont alors ni associée à la crête iliaque, ni à l'attitude posturale de ces dernières. Elles semblent être le résultat de trouble neurologique présent dès le début de la présentation de la scoliose. L'addition de ce déplacement du COP vers l'arrière en plus d'une anomalie de croissance pelvienne pourrait toutefois expliquer la raison pour laquelle certaines scolioses évoluent et

d'autres non. Des corrélations simples ne permettent pas de confirmer cette hypothèse. C'est dans cette optique que la prochaine section portera sur la prédiction de l'angle à partir de paramètres décrivant la distorsion pelvienne, les modifications posturales et le contrôle de l'équilibre.

5.4 Prédiction de l'angle de Cobb et applications cliniques

Dans la présente section, les paramètres expliquant le plus la sévérité de la SIA sont mis en perspective en vue d'identifier le groupe de paramètre le plus susceptible d'être à l'origine de la SIA. Au cours de cette thèse, on s'est intéressé à la relation simple qu'entretenaient l'angle de Cobb avec les paramètres pelviens, posturaux et de l'équilibre individuellement. Toutefois, ces corrélations ne s'élevaient qu'à des valeurs inférieures à 0,70. L'objectif de ce volet est d'améliorer le taux de prédiction de l'angle de Cobb en se servant de plusieurs paramètres et de diverses catégories de paramètres.

Par le biais de régressions linéaires simples associant l'angle de Cobb à la morphologie corporelle, les études rapportées dans la littérature ont obtenu des résultats variés. En voulant quantifier la relation existant entre la rotation du tronc obtenue par un scoliomètre et l'angle de Cobb, Samuelson et Norén (1997) ont obtenu un coefficient de corrélation de 0,65 et 0,57 pour des AIS droites et gauches respectivement, tandis qu'Amendt et al. (1990) ont plutôt noté des corrélations allant de 0,46 à 0,54. De leur côté, Ramirez et al. (2006), en utilisant des paramètres cliniques et des variables de topographie de surface, ont obtenu des coefficients de corrélations variant de 0,69 à 0,85 pour l'angle des épaules, l'angle des

scapulas et la rotation horizontale du tronc, mettant ainsi l'emphase sur l'expression de la rotation du tronc dans la progression de l'angle de Cobb. Par ailleurs, leurs corrélations étaient plus fortes lorsque seuls les sujets SIA sévère étaient considérés, mais diminuaient quand ceux avec une SIA modérée étaient inclus dans leur régression. De plus, bien que cette étude indique que la déformation 3D du tronc est alors en mesure de refléter la sévérité de la courbe, leur régression multiple ne comprenait que des données prises avec sujets avec une SIA allant de 20 à 70°. Leur groupe modéré représentait donc les courbures de 20° à 30°, ce que l'on considère comme sévère. Cette étude de Ramirez et al. (2006) ne permet donc pas de déterminer si une telle relation entre la posture globale du tronc et la sévérité de la déformation vertébrale existe pour les SIA en début d'évolution, ce qui peut donc expliquer le succès de leurs régressions. De leur côté, Goldberg et al. (2001) ont rapporté un coefficient de corrélation élevé ($R = 0,80$) entre des paramètres de topographie de surface et l'angle de Cobb. Ici encore, l'angle de Cobb moyen des sujets avoisinait le 40°. Qui plus est, les sujets prenant part à leur étude n'avaient pas tous une SIA. Certains démontraient une asymétrie non-scoliotique, une scoliose idiopathique infantile ou juvénile, une scoliose associée à une autre condition ou d'autres type de problèmes de dos. Avec les résultats de Goldberg et al. (2001) et ceux de Ramirez et al. (2006) ne peuvent donc pas affirmer qu'il est possible de prédire avec précision l'angle de Cobb une population de sujets SIA avec un angle de Cobb modéré. Ils soulignent toutefois l'importance de la distorsion du tronc résultant de la déformation de la géométrie de la colonne vertébrale.

La régression multiple calculée dans la présente étude indique qu'une combinaison de paramètres de croissance osseuse, posturaux et d'équilibre est corrélée à l'angle de Cobb

avec une valeur de 0,896, ce qui est supérieur à celles retrouvées dans les études antérieures. Pris individuellement, les paramètres associés à l'asymétrie de la ceinture pelvienne étaient ceux qui contribuaient davantage à cette régression multiple. Ceux-ci ont d'ailleurs été associés dans la littérature au développement de la scoliose (Burwell et al., 1992; Gum et al., 2007). Qui plus est, lorsque des régressions multiples n'utilisaient qu'un type de paramètres (soit pelviens, posturaux ou d'équilibre), c'est avec les mesures de distorsion de la crête iliaque que le R multiple le plus élevé ($R = 0,758$) a été retrouvé, suivies ensuite par les paramètres posturaux.

Lors d'une étude de comparaison de la posture entre des sujets SIA et des témoins, Nault et al. (2002) ont observé que les mesures posturales des jeunes filles avec une SIA se différencient d'une posture normale, et ce particulièrement dans le plan horizontal. Une altération de la posture dans le plan horizontal a aussi été remarquée par l'équipe de Zabjek et al. (2005) qui ont différencié la position moyenne de la rotation des épaules relatives à la base de support et à la ceinture pelvienne. Leur étude concorde avec la régression multiple de 0,896 pour laquelle la posture horizontale du tronc contribue à l'explication de l'angle de Cobb, surtout en ce qui a trait aux scapulas. Étonnamment, lorsqu'une régression multiple est réalisée qu'avec les paramètres posturaux, un R multiple de 0,665 est trouvé, ce qui est inférieur à celui obtenu avec les paramètres pelviens. Il aurait été logique d'anticiper que la posture du tronc soit directement reliée à la déformation de la colonne vertébrale. Bien qu'elle le soit significativement, les paramètres pelviens sont associés davantage à la sévérité de la déformation.

Zabjek et al. (2005) ont aussi rapporté que dans l'axe AP, l'amplitude de déplacement du segment T1-S1 du tronc par rapport à la base de support était supérieure chez le sujet SIA comparativement au sujet témoin. Nos résultats supportent leur observation puisqu'une augmentation de la vitesse du COP_{AP} a été retrouvée chez les sujets SIA modéré et sévère. Or, lorsque nous désirons exprimer l'angle de Cobb avec les paramètres d'équilibre, une faible corrélation non significative de 0,31 a été obtenue. En ce sens, la faible stabilité du sujet scoliotique n'est pas linéairement associée à la sévérité de la scoliose. On suggère alors que l'instabilité des scoliotiques soit un facteur prédisposant au développement de la scoliose. Cette prédisposition pourrait être la cause de désordre d'intégration sensorielle comme l'ont proposé Simoneau et al. (2006) et Beaulieu et al. (2009).

Cette étude est la première à décrire conjointement l'orientation et la distorsion pelvienne, l'attitude posturale et l'équilibre chez les sujets SIA, tout en considérant la sévérité de leur courbure. Les différents types de paramètres, qui étaient tous connus comme étant affectés par la scoliose, offrent une représentation globale des troubles associés à la scoliose. La distorsion pelvienne correspond à la croissance anormale de la ceinture pelvienne, les inclinaisons et les rotations axiales du tronc reflètent les modifications posturales présentes chez les scoliotiques et le contrôle de l'équilibre évalue leurs dysfonctions neurologiques. Cette régression multiple utilisant tous ces types de paramètres confirme non seulement les observations retrouvées dans la littérature, mais souligne aussi que certaines d'entre elles sont surtout retrouvées chez les sujets SIA avec une forte courbure. Ceci est le cas pour la distorsion pelvienne et la posture, mais non pas pour l'équilibre. En effet, les jeunes filles présentant toutes formes de sévérités présentent des particularités dans le contrôle de leur

équilibre en AP. L'utilisation de régression multiple met alors en évidence l'implication de la distorsion pelvienne, associée à la croissance osseuse, dans la progression de la déformation de la colonne vertébrale chez le sujet SIA.

Des applications cliniques peuvent découler des résultats de cette thèse. Le pronostic de la SIA est difficile à émettre au moment du diagnostic clinique. En effet, des études analysant l'histoire naturelle de la SIA ont décelé que celle-ci peut progresser, se stabiliser ou se résorber au fil du temps. Toutefois, aucun facteur autre que temporel comme l'âge et la maturité, n'est en mesure de prédire l'angle de Cobb d'une scoliose. La présente étude a mis en évidence que les jeunes filles atteintes d'une SIA sévère, c'est-à-dire au-delà de 27° , démontraient une largeur pelvienne droite de plus de 1 cm comparativement à celles ayant une sévérité modérée. De plus, une profondeur pelvienne gauche plus grande d'environ 1,5 cm a été notée chez les jeunes filles avec une SIA modérée comparativement à celles avec une SIA sévère. À l'aide de radiographies prises en s'assurant une vue frontale et sagittale sans rotation axiale, les cliniciens seraient alors en mesure de différencier les scolioses ayant tendance à progresser vers un angle de Cobb sévère. Cette étude est la seule à démontrer l'importance de facteurs morphologiques touchant d'autres structures que la colonne vertébrale lors de la prédiction de la sévérité de la SIA.

5.6 Limites de l'étude

Comme toute autre étude transversale où les mesures sont prises à un instant précis, cette étude possède certaines limites. En ce sens, nous ne pouvons établir si la progression de la SIA suit ou précède une altération de la croissance pelvienne dans le temps. Ainsi, aucune

conclusion définitive ne peut être avancée dans la relation de cause à effet entre l'angle de Cobb et la morphologie pelvienne anormale. Seule une étude longitudinale impliquant de jeunes filles saines et scoliotiques aurait la capacité de confirmer l'influence de changements morphologiques pelviens sur l'angle de Cobb. Bien que ces résultats doivent être corroborés par une technique d'imagerie 3D, ils correspondent à une première tentative de quantification de la distorsion pelvienne des sujets SIA et proposent des paramètres de référence pouvant être investigués davantage.

Une seconde limite a trait à la formation de nos groupes de sujets. Les sujets scoliotiques ont été répartis dans les groupes SIA modérée et sévère en fonction de l'angle de Cobb qui a été décelé au moment du diagnostic ou du suivi à la clinique de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine. On a alors supposé que les sujets allaient conserver cet angle de Cobb. Les différences morphologiques sont alors retrouvées en fonction de cette prémisse. On se doit d'envisager que ces sujets aient pu évoluer vers un angle de Cobb plus grand. Seule une étude longitudinale permettrait de s'assurer d'une classification parfaite des sujets scoliotiques. Le fait d'avoir recruté des jeunes filles ayant un âge similaire a réduit les risques de classification associés à l'évolution de la scoliose.

Une dernière limite vient du nombre de sujets impliqués dans la réalisation de notre régression multiple. On a une cinquantaine de jeunes filles scoliotique alors que des études similaires ont parfois utilisé le double (Liu et al., 2001; Ramirez et al., 2006). En augmentant le nombre de sujets, on se serait assuré de l'importance des paramètres mis en évidence par la corrélation multiple. Néanmoins, il est à noter que les sujets représentent un

groupe homogène ayant une SIA d'amplitude limitée (entre 10° et 45°) et de types similaires. En contrôlant la population étudiée, on compense, en partie tout au moins, le fait que le nombre de sujets soit restreint comparativement à d'autres études.

5.7 Recherches futures

Afin de tenir compte de l'évolution possible de la scoliose par rapport à la morphologie pelvienne, une étude longitudinale devrait comparer la croissance pelvienne tout au long de l'adolescence jusqu'au moment du début de la fusion du cartilage triradié, c'est-à-dire vers 15 ou 17 ans. Cela peut être réalisé en regardant des dossiers cliniques disponibles dans des archives qui incluent des radiographies frontales et latérales du tronc présentant aussi la crête iliaque.

La mise en évidence de particularités dans la croissance pelvienne des sujets scoliotiques a été réalisée en mesurant les distances décrivant la géométrie de la crête iliaque. Une étude portant sur la ceinture pelvienne en entier, incluant le pubis et les ischions permettraient de mieux comprendre cette anomalie de croissance. En analysant la morphologie complète de la ceinture pelvienne, il est possible que de plus fortes corrélations soient retrouvées, due à l'utilisation de paramètres reflétant mieux l'anomalie de croissance.

Le corset orthopédique est le seul traitement à être considéré efficace pour freiner l'évolution de la scoliose, avec un taux de réussite de 70 à 80%. Il serait toutefois intéressant, par la réalisation d'une étude rétrospective, d'analyser la morphologie pelvienne de jeunes filles qui ont reçu le traitement par corset. Si notre hypothèse proposant

qu'une altération de la croissance osseuse pelvienne soit à l'origine de la déformation scoliotique, il est possible que les jeunes filles qui n'ont pas vu la sévérité de leur scoliose être freinée par le port du corset démontrent des particularités au niveau de la morphologie pelvienne. La compréhension des caractéristiques de la morphologie pelvienne et de ces compensations au niveau de la colonne vertébrale chez les sujets SIA peut favoriser à améliorer les soins et traitements que reçoivent ces adolescentes. Par cette étude, il serait alors possible d'améliorer ces derniers, soit entre autres en débutant plus tôt le traitement par corset ou de rediriger précocement le patient vers une chirurgie avant que cette dernière soit plus difficile à opérer.

CHAPITRE 6 : CONCLUSION

Dans cette thèse, on identifie des facteurs biomécanique pouvant permettre de distinguer une SIA modéré d'une sévère. Ceci est réalisé en analysant la morphologie pelvienne, l'attitude posturale et le contrôle de l'équilibre chez des sujets non-scoliotiques, scoliotiques modérés et scoliotiques sévères. Seuls les facteurs reflétant l'anomalie de croissance pelvienne et les modifications de posture du tronc différencient la sévérité d'une scoliose.

Les jeunes filles saines et celles avec une SIA modérée ou sévère présentent une orientation pelvienne similaire lorsque S1 et huit repères anatomiques sont considérés. Des différences en ce qui a trait à la géométrie de la ceinture scapulaire ont été observées entre les jeunes filles avec SIA modérée et sévère. Ces distorsions, retrouvées dans les axes ML et AP, suggèrent une anomalie de croissance osseuse chez les jeunes filles SIA. Celles possédant une scoliose sévère possèdent une ceinture pelvienne plus large du côté droit, tandis qu'une diminution de la profondeur pelvienne du côté gauche est notée chez celles avec une scoliose modérée. La géométrie pelvienne dans le plan transverse était corrélée avec l'angle de Cobb. Ces observations supportent l'hypothèse étiologique voulant qu'une asymétrie de croissance osseuse résulte en une rotation pelvienne provoquant une torsion thoracique droite de la colonne vertébrale.

Cette étude a fait aussi la lumière sur des différences posturales entre les sujets avec une SIA modérée et sévère. Des adaptations posturales pour lesquels font face les sujets avec

une déformation sévère se retrouvent dans tous les plans de l'espace : inclinaison antérieure du tronc, inclinaison latérale droite et rotation axiale de la portion thoracolombaire de ce dernier. Ces modifications posturales s'expliquent par l'évolution normale de la SIA. Par ailleurs, ces modifications posturales ne sont pas associées avec l'angle de Cobb, démontrant alors qu'il y a une raison sous-jacente à ces modifications posturales, qui n'est pas en lien avec la déformation latérale de la colonne vertébrale. La sévérité de la courbure de jeunes filles atteintes de SIA n'explique donc pas leur posture. D'autres facteurs contribuent alors à la prédiction de la courbure scoliotique.

L'étude du contrôle de l'équilibre ne met pas en évidence des particularités uniques aux jeunes filles avec un SIA sévère. Le maintien du centre de pression vers l'arrière de tous les sujets SIA sans qu'il ne soit associé à l'angle de Cobb suggère un trouble neurologique. Ce dernier peut être dû à un déficit des capacités d'intégration de l'information sensorielle par le système nerveux, dont la proprioception. Une stratégie entraînant le maintien de la gestion du centre de masse vers l'arrière facilite l'équilibre. La présente étude montre d'ailleurs que la demande neuromusculaire engendrée par cette stratégie est augmentée en antéropostérieur, bien que la stabilité dans ce même axe soit similaire aux sujets non-scoliotiques. Ce type de gestion de l'équilibre, n'étant retrouvé que chez les sujets scoliotiques, autant les sévères que les modérées, montre alors que les troubles de stabilité ne sont pas reliés à la sévérité de la scoliose, mais bien à la présence de la maladie.

Par les paramètres associés à la croissance osseuse pelvienne, à la posture du tronc et au maintien de l'équilibre, il est possible de prédire avec un R avoisinant 0,9 le degré de

sévérité d'une scoliose idiopathique de l'adolescence. Les paramètres décrivant la géométrie pelvienne prédisent le mieux l'angle de Cobb, suivis ensuite de ceux relatifs à la posture. Les paramètres de l'équilibre ne réussissent toutefois pas à prédire significativement la sévérité de la scoliose. Ainsi, l'analyse de la distorsion pelvienne peut favoriser le pronostic d'une scoliose. D'autres études sont toutefois nécessaires afin de mieux comprendre l'évolution de la distorsion pelvienne des scoliotiques tout au long de leur croissance.

RÉFÉRENCES

Ahl T., Albertsson-Wikland K. et Kalen R. (1988). Twenty-four hour growth hormone profiles in pubertal girls with idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 13 :139-142.

Amendt L.E., Ause-Ellias K.L., Lundahl-Eybers J., Wadsworth C.T., Nielsen D.H. et Weinstein S.L. (1990). Validity and reliability testing of the scoliometer. *Physical therapy*, 70: 108–116.

Arai S., Ohtsuka Y., Moriya H., Kitahara H. et Minami S. (1993). Scoliosis associated with syringomyélie. *Spine journal*, 18: 1591-2.

Archer I.A. et Dickson R.A. (1985). Stature and idiopathic scoliosis: a prospective study. *Journal of bone and joint surgery. British Volume*, 67: 185-188

Armstrong G.W., Livermore N.B., Suzuki N. et Armstrong J.G. (1982). Nonstandard vertebral rotation in scoliosis screening patients. Its prevalence and relation to the clinical deformity. *Spine journal*, 7 : 50-54.

Asher M.A. et Cook L.T. (1995). The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients. *Spine journal*, 20 : 1386-1391.

Aulisa A.G., Guzzanti V., Perisano C., Marzetti E., Menghi A., Giordano M., Aulisa L. (2011) Correlation between hump dimensions and curve severity in idiopathic scoliosis before and after conservative treatment. *Spine journal*, *Accepté*.

Barrack R.L., Wyatt M.P., Whitecloud T.S., Burke S.W., Roberts J.M. et Brinker M.R. (1988). Vibratory hypersensitivity in idiopathic scoliosis. *Journal of pediatric orthopedics*, 8 : 389-395.

Beaulieu M., Allard P., Simoneau M., Dalleau G., Hazime F.A. et Rivard C.H. (2010). Relationship between axial rotation and center of pressure displacements in single and double leg upright stance. *Journal of physical medicine and rehabilitation*, 89: 809-816.

Beaulieu M., Toulotte C., Gatto L., Rivard C.H., Teasdale N., Simoneau M., Allard P. (2009). Postural imbalance in non-treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. *European spine journal*, 18: 38-44.

Bellefleur C.H., Labelle H., Dansereau J., de Guise J., Stokes I.A.F., Rivard C.H. et Poitras B. (1994). Évaluation tridimensionnelle per-opératoire de la procédure Cotrel-Dubousset pour le traitement de la scoliose idiopathique. *Annales de chirurgie*, 48 : 723-730.

Berg D.C., Hill D.L., Raso V.J., Lou I., Church T., Moreau M.J. et Mahood J.K., (2002). Using three-dimensional difference maps to assess changes in scoliotic deformities. *Medical & biological engineering & computing*, 40: 290-295.

Bernhardt M. et Bridwell K.H. (1989). Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine journal*, 14 : 717-721.

Berthonnaud E., Hilmi R., Labelle H. et Dimnet J. (2011). Spino-pelvic postural changes between the standing and sitting human position : proposal of a method for its systematic analysis. *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society*, 35 : 451-459.

Bleuse S., Cassim F., Blatt J.L., Defebvre L., Derambure P., Guieu J.D. (2005). Vertical torque allows recording of anticipatory postural adjustments associated with slow, arm-raising movements. *Clinical biomechanics*, 20 : 693-699.

Bleuse S., Cassim F., Blatt J.L., Defebvre L. et Guieu J.D. (2002). Anticipatory postural adjustments associated with arm flexion : interest of vertical torque. *Neurophysiologie clinique*, 32 : 352-360.

Bleuse S., Cassim F., Blatt J.L., Labyt E., Derambure P., Guieu J.D., Defebvre L. (2006). Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait & Posture*, 24 : 203-210.

Blondel B., Jouve J.L., Panuel M., Adalian P., Solari C., Tropiano P., Bollini G. (2008). Pelvic incidence reliability in spine sagittal balance. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 94: 321-326.

Boulay C., Tardieu C., Bénaim C., Hecquet J., Marty C., Prat-Pradal D., Legaye J., Duval-Beaupère G. et Pélissier J. (2006a). Three-dimensional study of pelvic asymmetry on anatomical specimens and its clinical perspectives. *Journal of anatomy*, 208: 21-33.

Boulay C., Tardieu C., Hecquet J., Bénaim C., Mouilleseaux B., Marty C., Prat-Pradal D., Legaye J., Duval-Beaupère G., Pélissier J. (2006b). Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction lordosis. *European spine journal*, 15: 415-422.

Bradford D.S. (1988). Adult scoliosis. Current concepts of treatment. *Clinical orthopaedics and related research*, 229: 70-87.

Bunnell W.P. (1986). The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine journal*, 11: 773-776.

Burwell R.G., Cole A.A., Cook T.A., Grivas T.B., Kiel A.W., Moulton A., Thirlwall A.S., Upadhyay S.S., Webb J.K., Wemyss-Holden S.A., et al. (1992). Pathogenesis of idiopathic scoliosis: the Nottingham Concept. *Acta orthopaedica Belgica*, 58: 33-58.

Burwell R.G., Dangerfield P.H. et Vernon C.L. (1981). Bone asymmetry and joint laxity in the upper limbs of children with adolescent idiopathic scoliosis. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 63: 209.

Burwell R.G., Freeman B.J., Dangerfield P.H., Aujla R.K., Cole A.A., Kirby A.S., Polak F., Pratt P.K., Webb J.K. et Moulton A. (2006). Etiologic theories of idiopathic scoliosis: neurodevelopmental concepts of maturational delay of the CNS body schema ("body-in-the-brain"). *Studies in health technology and informatics*, 123: 72-79.

Carman D.L., Browne R.H. et Birch J.G. (1990). Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *Journal of bone and joint surgery. American volume*, 72: 328-333.

Carpenter M.G., Frank J.S., Slicher C.P. et Peysar G.W. (2001). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, 138: 210-218.

Castelein R.M. et Veraart B. (1992). Idiopathic scoliosis : pronostic value of the profile. *European spine journal*, 1: 167-169.

Chen P.Q., Wang J.L., Tsuang Y.H., Liao T.L. Huang P.I. et Hang Y.S. (1998). The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical biomechanics*, 13: S52-S58.

Cheung K.M., Wang T., Hu Y.G. et Leong J.C. (2003). Primary thoracolumbar scoliosis in pinealectomized chickens. *Spine journal*, 28 : 2499-2504.

Chockalingam N., Danderfield, P.H., Giakas, G. et Cochrane, T. (2002). Study of marker placement in the back for opto-electronic motion analysis. *Studies in health technology and informatics*, 88: 105–109.

Chow D.H., Kwok M.L., Cheng J.C., Lao M.L., Holmes A.D., Au-Yang A., Yao F.Y. et Wong M.S. (2006). The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait & Posture*, 24: 173-181.

Cobb J.R. (1948). Outline for the study of scoliosis: instructional course lectures. *The american academy of orthopaedic surgeons*, 48: 261-275.

Corbeil P., Blouin J.S., Bégin F., Nougier V. et Teasdale N. (2003). Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait & Posture*, 18: 92-100.

Dalleau G., Allard M., Beaulieu M., Rivard C.-H. et Allard P. (2007). Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. *European spine journal*, 16: 1593-1599.

Dalleau G., Damavandi M., Rivard C.H. Rivard et Allard P. (2011). Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. *European spine journal*, 20: 123-128.

Dangerfield P.H., Burwell R.G. et Vernon C.L. (1980). Anthropometry and scoliosis. Dans: Spinal deformities. Éditions Pitman Medical, London: 259-280.

Dao T.V., Labelle H. et LeBlanc R. (1997) Intra-observer variability of measurement of posture with three-dimensional digitization. *Annales de chirurgies*, 51: 848-853.

Daniel W.W. (2005). Biostatistics: A foundations for analysis in the health sciences. Éditions Wiley. 782 pages.

De la Huerta, F., Leroux, M.A., Zabjeck, K.F., Coillard, C. et Rivard, C.-H. (1998). Évaluation stéréovidéographique de la géométrie posturale du sujet sain et scoliotique. *Annales de chirurgie*, 52 : 776–783.

Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C.-H., Coillard, C. et Dansereau, J. (2000). Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of spinal disorders*, 13 : 93-101.

Descamps H., Commare-Nordmann M.C., Marty C., Hecquet J. et Duval-Beaupère G. (1999). Modifications des angles pelviens, dont l'incidence, au cours de la croissance humaine. *Biométrie humain et anthropologie*, 17: 59-63.

Dickson, R.A. et Sevitt, E.A. (1982). Growth and idiopathic scoliosis: a longitudinal cohort study. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 64: 385.

Dickson R.A., Lawton J.O., Archer I.A. et Butt W.P. (1984). The pathogenesis of idiopathic scoliosis. Biplanar spinal asymmetry. *The journal of bone and joint surgery, British volume*, 66: 8-15.

Doi T., Harimaya K., Mitsuyasu H., Matsumoto Y., Masuda K., Kobayakawa K. et Iwamoto Y. (2011). Right thoracic curvature in the normal spine. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 6: 4.

Duval-Beaupère G., Schmidt C. et Cosson P. (1992). A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Annals of biomedical engineering*, 20: 451-462.

Emans J.B., Ciarlo M., Callahan M. et Zurakowski D. (2005). Prediction of thoracic dimensions and spine length based on individual pelvic dimensions in children and adolescents: an age-independent individualized standard for evaluation of outcome in early onset spinal deformity. *Spine journal*, 30: 2824-2829.

Emrani M., Kirdeikis R., Igwe P., Hill D. et Adeeb S. (2009). Surface reconstruction of torsos with and without scoliosis. *Journal of biomechanics*, 42: 2200-2204.

Ferdjallah M., Harris G.F., Smith P. et Wertsch J.J. (2002) Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical biomechanics*, 17 : 203-210.

Fujimori T., Iwasaki M., Nagamoto Y., Sakaura H., Oshima K. et Yoshikawa H. (2010). The utility of superficial abdominal reflex in the initial diagnosis of scoliosis: a retrospective review of clinical characteristics of scoliosis with syringomyelia. *Scoliosis*, 26: 17.

Gauchard G.C., Lascombes P., Kuhnast M. et Perrin P.P (2001). Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine journal*, 26:1052-1058.

Gillette J.C., Quick N.E., Adrales G.L., Shapiro R et Park A.E. (2002). Changes in postural mechanics associated with different types of minimally invasive surgical training exercises. *Surgical endoscopy*, 17: 259-263.

Giordano A., Fuso L., Galli M., Calcagni M.L. Aulisa L., Pagliari G. et Pistelli R. (1997). Evaluation of pulmonary ventilation and diaphragmatic movement in idiopathic scoliosis using radioaerosol ventilation scintigraphy. *Nuclear medicine communications*, 18 : 105-111.

Goldberg C.J., Grove D., Moore D.P., Fogarty E.E et Dowling F.E. (2006). Surface topography and vectors: a new measure for the three dimensional quantification of scoliotic deformity. *Studies in health technology and informatics*, 123: 449-455.

Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty, E.E. et Dowling, F.E. (2001). Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine journal*, 26: E55–63.

Greene W.B. (2006). Netter's orthopaedics. Editions Saunders Elsevier, Philadelphia: 494 pages.

Gum, J.L., Asher, M.A., Burton, D.C., Lai, S.M. et Lambart, L.M. (2007). Transverse plane pelvic rotation in adolescent idiopathic scoliosis: primary or compensatory? *European spine journal*, 16:1579–1586.

Guo X., Chau W.W., Chan Y.L. et Cheng J.C. (2003). Relative anterior spine overgrowth in adolescent idiopathic scoliosis. Results of disproportionate endochondral-membranous bone growth. *Journal of bone and joint surgery. British volume*. 85: 1026-1031.

Hageman P.A., Leibowitz J.M. et Blanke D. (1995). Age and genre effects on postural control measures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 76 : 961-965.

Haheer T.R., Gorup J.M., Shin T.M., Homel P., Merola A.A., Grogan D.P., Pugh L., Lowe T.G. et Murray M. (1999). Results of the scoliosis research society instrument for evaluation of surgical outcome in adolescent idiopathic scoliosis. A multicenter study of 244 patients. *Spine journal*, 24:1435–1440.

Haumont T., Gauchard G.C., Lacombe P. et Perrin P.P. (2011). Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine journal*, 36 : E847-E854.

Herman R., Mixon J., Fisher A., Maulucci R. et Stuyck J. (1985). Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem. *Spine Journal*, 10: 1-14.

Holland, B.S. et Copenhaver M. (1988). Improved Bonferroni-type multiple testing procedures. *Psychological bulletin*, 104: 145–149.

Hopf C., Scheidecker M., Steffan K., Bodem F. et Eysel P. (1998). Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery : a comparison of the pre- and postoperative muscle activation patten. *European spine journal*, 7 : 6-11.

Hufschmidt A., Dichgans J., Mauritz K.H. et Hufschmidt M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv fur psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 228: 135-150.

Husson J.L., Mallet J.F., Parent H., Cavagna R., Vital J.M. Blamoutier A. et Violas P. (2010). Applications in spinal imbalance. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR*, *Accepté*.

Inman VT et Mann RA. Biomechanics of the foot and ankle. Dans : Surgery of the Foot. Éditions Mann R.A. St-Louis, Missouri, 1978

Isu, T., Chono, Y., Iwasaki, Y., Koyanagi, I., Akino, M., Abe, H., Abumi, K. et Kaneda, K. (1992). Scoliosis associated with syringomyelia presenting in children. *Child's nervous system*, 8: 97-100.

Iwahara T., Imai M. et Atsuta Y. (1998). Quantification of cosmesis for patients affected by adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal*, 7:12-15.

Keessen W. Crowe A. et Hearn M. (1992). Proprioceptive accuracy in idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 17 : 149-155.

King H.A., Moe J.H. Bradford D.S. et Winter R.B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *Journal of bone and joint surgery, American volume*, 65 : 1302-1313.

Korovessis P.G. et Stamatakis M.V. (1996). Prediction of scoliotic Cobb angle with the use of the scoliometer. *Spine journal*, 21 : 1661-1666.

Kouwenhoven J.W., Smit T.H., van der Veen A.J., Kingma I., van Dieën J.H. et Castelein R.M. (2007). Effects of dorsal versus ventral shear loads on the rotational stability of the thoracic spine : a biomechanical porcine and human cadaveric study. *Spine journal*, 21 : 2545-2550.

Kouwenhoven J.W., Vincken K.L., Bartels L.W., Meji B.P., Oner F.C. et Castelein R.M. (2006). Analysis of preexistent vertebral rotation in normal quadruped spine. *Spine journal*, 31 : E754-758.

Kramers-de-Quervain I.A., Müller R., Stacoff A., Grob D. et Stüssi E. (2004). Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *European spine journal*, 13 : 449-456.

Krawczynski A., Kotwicki T., Sculc A. et Samborski W. (2006). Clinical and radiological assessment of vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*, 8 : 602-607.

Kuklo T.R., Potter B.K. et Lenke L.G. (2005). Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis : what is the best radiographic correlate? *Journal of spinal disorders & techniques*, 18 : 139-147.

Kuo F.C., Wang N.H. et Hong C.Z. (2010). Impact of visual and somatosensory deprivation on dynamic balance in idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 35 : 2084- 2090.

Lafond D., Corriveau H., Hébert R. et Prince F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85 : 896-901.

LeBlanc R., Labelle H., Rivard C.-H. et Poitras B. (1997). Relation between adolescent idiopathic scoliosis and morphologic somatotypes. *Spine journal*, 22 : 2532–2536.

Le Clair K. et Riach C. (1996). Postural stability measures : what to measure and for how long. *Clinical biomechanics*, 11 : 176-178.

Legaye J. et Duval-Beaupère G. (2008). Gravitational forces and sagittal shape of the spine. Clinical estimation of their relations. *International orthopaedics*, 32 : 809-816.

Legaye J., Duval-Beaupère G., Hecquet J. et Marty C. (1998). Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European spine journal*, 7: 99–103.

Lenke L.G., Betz R.R., Hafer T.R., Lapp M.A., Merola A.A., Harms J. et Shufflebarger H.L. (2001). Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine journal*, 26: 2347-2353.

Levy A.R., Goldberg M.S., Hanley J.A., Mayo N.E. et Poitras B. (1994). Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health physics*, 66: 621-633.

Li W.S., Li G., Chen Z.Q. et Wood K.B. (2010). Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adult idiopathic scoliosis. *Chinese medical journal*, 123: 2978-2982.

Lin J.J., Chen W.H., Chen P.Q. et Tsauo J.Y. (2010). Alteration in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 25: 1151-1157.

Liu X.C., Thometz J.G., Lyon R.M. et Klein J. (2001). Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system: a discriminant functional analysis to determine patient curve magnitude. *Spine journal*, 26: 1274-1278.

Lonstein, J.E., et Carlson, M. (1984). The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *Journal of bone and joint surgery. American Volume*, 66: 1061-1071.

Lonner B.S., Auerbach J.D., Sponseller P., Rajadhyaksha A.D. et Newton P.O. (2010). Variations in pelvic and other sagittal spinal parameters as a function of race in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 35: D374-377.

Lowe T.G., Edgar M., Margulies J.Y., Miller N.H., Raso J.V., Reinker J.Y. et Rivard, C.H. (2000). Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *Journal of bone and joint surgery. American Volume*, 82: 1157-1168.

Lucas B., Asher M., McIff T., Lark D. et Burton D. (2002). Transverse plane pelvic rotation measurement. *Studies in health technology and informatics*, 91: 153-155.

Mac-Thiong J.M., Labelle L., Berthonnaud É., Betz R.R. et Rousouly R. (2007). Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *European spine journal*, 16: 227-234.

Mac-Thiong J.M., Labelle H., Charlesbois M., Huot M.P. et de Guise J. (2003). Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adolescent idiopathic scoliosis according to the coronal curve type. *Spine journal*, 13: 1404-1409.

Mac-Thiong J.M., Labelle H. et de Guise J.A. (2006). Comparison of sacropelvic morphology between normal adolescents and subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Studies in health technology and informatics*, 123: 195-200.

Mahaudens P., Thonnard J.L. et Detrembleur C. (2005). Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 5: 427-433.

Mahaudens P., Banse X., Mousny M., Detrembleur C. (2009). Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European spine journal*, 18: 512-521.

Maki B.E., Holliday P.J. et Topper A.K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of gerontology*, 49: M72-M84.

Marty C., Boisaubert B., Descamps H., Montigny J.P., Hecquet J., Legaye J. et Duval-Beaupère. (2002). The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants, and spondylolisthesis patients. *European spine journal*, 11: 119-125.

Marty-Poumarat C. (2011). Scoliosis in the elderly: Medical aspects. *Revue du rhumatisme monographie*, 78: 54-59.

Massion J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4: 877-887.

Masso P.D. et Gorton III G. E. (2000). Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system. *Spine journal*, 25: 457-462.

McIlroy W.E. et Maki B.E. (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical biomechanics*, 12, 66-70.

Mehlman C.T., Aragni A. et Roy D.R. (1997). Hyphenated history: the Hueter-Volkman law. *American journal of orthopedics*, 26: 798-800.

Mehta M.H. (1981). Moire topography and associated asymmetries in scoliosis. Dans: Moreland MS. Pope MH, Armstrong GWD, Moire fringe topography and spinal deformity: proceedings of an international symposium. Éditions Pergamon, New York, 305 pages.

Merloz P. (2002) Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris, 243 pages.

Merriam W.F., Burwell R.G., Mulholland R.C., Pearson J.C.G. et Webb J.K. (1983). A study revealing a tall pelvis in subjects with low back pain. *Journal of bone and joint surgery*, 65 B: 153-156.

Milne N. (1990). Sexing of human hip bones. *Journal of anatomy*, 172 :221-226.

Milner et al. (2005). Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *Journal of biomechanics*, 39: 2819-2825.

Mior S.A., Kopansky-Giles D.R., Crowther E.R. et Wright J.G. (1996). A comparison of radiographic and electrogoniometric angles in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 21: 1549-1555.

Moghadam M., Ashayeri H., Salavati M., Sarafzadeh J., Taghipoor KD, Saeedi A. et Salehi R. (2011). Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults : effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*, 33 : 651-655.

Moore et Dalley, (2006). Anatomie médicale : Aspects fondamentaux et applications cliniques. Éditions De Boek, Bruxelles, 1209 pages.

Morrissy R.T., Goldsmith G.S., Hall E.C., Kehl D. et Cowie H. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. *Journal of bone and joint surgery. American volume*, 72: 320-327.

Mubarak S.L., Wyatt M.P. et Leach J. (1985). Evaluation of the intraexaminer and interexaminer reliability of the scoliometer in measuring trunk rotation. *Orthopaedic transactions*, 9: 113-114.

Murray K.A. et Crim J.R. (2001). Radiographic imaging for treatment and follow-up of developmental dysplasia of the hip. *Seminars in ultrasound, CT and MR*, 22: 306-340.

Nashner L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental brain research*, 30: 13-24.

Nault M.L., Allard P., Hinse S., LeBlanc R., Caron O., Labelle H. et Sadeghi, H. (2002). Relationships between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 27: 1911-1917.

Nicolopoulos K.S., Burwell R.G. et Webb J.K. (1985). Stature and its component in adolescent idiopathic scoliosis: cephalocaudal disproportion in the trunk of girls. *Journal of bone joint surgery*, 67B: 594-601.

Parent S., Newton P.O. et Wenger D.R. (2005). Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instructional course lectures*, 54: 529-536.

Pasha S., Sangole A.P., Aubin C.É., Parent S., Mac-Thiong J.M. et Labelle H. (2010). Characterizing pelvis dynamics in adolescent with idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 35: E820-E826.

Pazos V., Cheriet F., Dansereau J., Ronsky J., Zernicke R.F. et Labelle H. (2007). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European spine journal*, 16: 1882-1891.

Perdriolle R. et Vidal J. (1985). Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. *Spine journal*, 10: 785-791.

Perdriolle R. et Vidal J. (1987). Morphology of scoliosis : three-dimensional evolution. *Orthopedics*, 10 : 909-915.

Perret C. et Robert J. (2004). Electromyographic responses of paraspinal muscles to postural disturbance with special reference to scoliotic children. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 27 : 375-380.

Ponsetti I.V. et Friedman B. (1950). Prognosis in idiopathic scoliosis. *Journal of bone and joint surgery, American volume*, 32A: 381-395.

Porter R.W. (2001a). The pathogenesis of idiopathic scoliosis: uncoupled neuro-osseous growth? *European spine journal*, 10: 473-481.

Porter R.W. (2001b). Can a short spinal cord produce scoliosis? *European spine journal*, 10: 2-9.

Prujjs J.E., Hageman M.A., Keessen W., van der Meer R., van Wieringen J.C. (1994). Variations in Cobb angle measurements in scoliosis. *Skeletal radiology*, 23 : 517-520.

Prujjs J.E., Stengs C. et Keessen W. (1995) Parameter variation in stable scoliosis. *European spine journal*, 4 : 176-179.

Qiu X.S., Ma W.W., Li W.G., Wang B., Yu Y., Zhu Z.Z., Qian B.P., Zhu F., Sun X., Ng B.K., Cheng J.C. et Qiu Y. (2009). Discrepancy between radiographic shoulder balance and cosmetic shoulder balance in adolescent idiopathic scoliosis patients with double thoracic curve. *European spine journal*, 18 : 45-51.

Qiu Y. Qui X.S., Ma W.W., Wang B., Yu Y., Zhu Z.Z., Qian B.P. Zhu F., Sun X., Ng B.K. et Cheng J.C. (2010). How well does radiological measurements correlate with cosmetic indices in adolescent idiopathic scoliosis with Lenke 5, 6 curve types? *Spine journal*, 35 : E882-888.

Ramirez L., Durdle N.G. Raso V.J. et Hill D.L. (2006). A support vector machines classifier to assess the severity of idiopathic scoliosis from surface topography. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 10 : 84-91.

Raso V.J., Lou E., Hill D.L., Mahood J.K. Moreau M.J. et Durdle N.G. (1998). Trunk distorsion in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of pediatric orthopedics*, 18 : 222-226.

Raymakers J.A., Samson M.M et Verhaar H.J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21 : 48-58.

Riach C.L. et Starkes J.L. (1989). Visual fixation and postural sway in children. *Journal of motor behavior*, 21 : 265-276.

Riddle H.F. et Roaf R. (1955) Muscle imbalance in the causation of scoliosis. *Lancet*, 268 : 1245-7.

Rigo M. (2011). Patient evaluation in idiopathic scoliosis : Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry. *Physiotherapy theory and practice*, 27 : 7-25.

Rigo M., Quera-Salva G., Villagrasa M. (2006). Sagittal configuration of the spine in girls with idiopathic scoliosis : progressing rather than initiating factor. *Studies in health technology and informatics*, 123: 90-94.

Rissech C. et Malgosa A. (2005). Ilium growth study : applicability in sex and age diagnosis. *Forensic science international*, 147 : 165-174.

Roach J.W. (1999). Adolescent idiopathic scoliosis. *The orthopedic clinic of north america*, 30 : 353-365.

Roth M. (1968). Idiopathic scoliosis caused by a short spinal cord. *Acta radiologica : diagnosis*, 7 : 257-271.

Sabourin M., Jolivet E., Miladi L., Wicart P., Rampal V. et Skalli W. (2010). Three-dimensional stereographic modeling of rib cage before and after spinal growing rod procedures in early-onset scoliosis. *Clinical biomechanics*, 25 : 284-291.

Sahlstrand T., Ortengren R. et Nachemson A. (1978). Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta orthopaedica scandinavica*, 49 : 354-365.

Sakka S.A., Wojcik A., MacIndoe S. and Metha M.H. (1995). Reproducibility and reliability of the Quantec Surface Imaging System in the assessment of spinal deformity. Proceedings of the 2nd International Symposium on Three-Dimensional Scoliotic Deformities combined with the 8th International Symposium on Surface Topography and Spinal Deformity. Dans: D'Amico M. (1995). Three Dimensional Analysis of Spinal Deformity. Editions The Netherlands: IOS Press; 441-445.

Saji M., Upadhyay S. et Leong J. (1995). Increased femoral neck-shaft angles in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Journal*, 20: 303–311.

Samuelsson L. et Noren L. (1997). Trunk rotation in scoliosis. The influence of curve type and direction in 150 children. *Acta orthopaedica scandinavica*, 68 : 273-276.

Sangole A., Aubin C.E., Labelle H., Stokes I.A., Lenke L.G., Jackson R., Newton P. (2009). Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine journal*, 34: 91-99.

Sawatzky, B., Tredwell, S. and Sanderson, D. (1997). Postural control and trunk imbalance following Cotrel-Dubouisset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Gait & Posture*, 5: 116–119.

Scheuer L. et Black S. (2000). Developmental Juvenile osteology. Editions Academic Press, Londre. 587 pages.

Schwender, J.D. and Denis, F. (2000). Coronal plane imbalance in adolescent idiopathic scoliosis with left lumbar curves exceeding 40 degrees: the role of the lumbosacral hemicurve. *Spine journal*, 25: 2358–2363.

Scutt N.D., Dangerfield P.H. et Dorgan J.C. (1996). The relationship between surface and radiological deformity in adolescent idiopathic scoliosis: effect of change in body position. *European spine journal*, 5: 85-90.

Shi L., Wang D., Burwell G.R., Wong T.T., Heng P.A., Cheng J.C. (2011). Automatic MRI segmentation and morphoanatomy analysis of the vestibular system in adolescent idiopathic scoliosis. *Neuroimage*, 54, Suppl 1: 180-188.

Shiratori T. et Aruin A.S. (2004). The anticipatory postural adjustments associated with rotational perturbations while standing on fixed and free-rotating supports. *Clinical neurophysiology*, 115: 797-806.

Shumway-Cook A. et Horak F.B. (1986). Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Physical therapy*, 66: 1548-1550.

Simoneau M., Richer N., Mercier P., Allard P., Teasdale N. (2006). Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent. *Experimental brain research*, 170: 576-582.

Smith L.K., Lelas J.L. et Kerrigan D.C. (2002). Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking : stereotypes quantified. *Journal of women's health & gender-based medicine*, 11 : 453-458.

Soucacos P.N., Zacharis K., Gelalis J., Soultanis K., Kalos N., Beris A., Xenakis T. et Johnson E.O. (1998). Assessment of curve progression in idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 7: 270-277.

Stokes I.A. (1989) Axial rotation component of thoracic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 7: 702-708.

Stokes, I.A.F. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity: A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine journal*, 19: 236–248.

Stokes I.A., Armstrong J.G. et Moreland M.S. (1988). Spinal deformity and back surface asymmetry in idiopathic scoliosis. *Journal of orthopaedic research*, 6 : 129-137.

Tan K.J., Moe M.M., Vaithinathan R. et Wong H.K. (2009). Curve progression in idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 34: 697-700.

Theologis T.N., Jefferson R.J., Simpson A.H., Turner-Smith A.R., Fairbank J.C. (1993) Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine journal*, 18: 909–912.

Theologis T.N., Fairbank J.C., Turner-Smith A.R. et Pantazopoulos T. (1997). Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the Integrated Shape Imaging System scanner. *Spine journal*, 22 : 1223-1227.

Thulburne T. et Gillepsie R. (1976) The rip hum in idiopathic scoliosis. Measurement, analysis and response to treatment. *Journal of joint and bone surgery, British volume*, 58 : 64-71.

Trobisch P., Suess O. et Schwab F. (2010). Idiopathic scoliosis. *Deutsches arzteblatt international*, 107 : 875-883.

Tropp H. et Odenrick P. (1988). Postural control in single-limb stance. *Journal of orthopaedic research*, 6 : 833-839.

Verhagen E., Bobbert M., Inklaar M., van Kalken M., van der Beek A., Bouter L. et van Mechelen W. (2005). The effect of a balance training program on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clinical biomechanics*, 20 : 1094-1100.

Villemure I., Aubin C.E., Grimard G., Dansereau J. et Labelle H. (2002) Evolution of 3D deformities in adolescents with progressive idiopathic scoliosis. *Studies in health technologies and informatics*, 91 : 54-58.

Wang W.J., Yeung H.Y., Chu W.C.W., Tang N.L.S., Lee K.M., Qiu Y., Burwell R.G. and Cheng J.C.Y. (2011). Top theories for the etiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of pediatric orthopedics*, 31: S14-S27.

Willner S. et Johnell O. (1981). Study of biomechanical and hormonal data in idiopathic scoliosis in girls. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery*, 98: 251-255.

Winter D.A., Prince F., Frank J.S., Powell C. et Zabjek K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology*, 75 : 2334-2343.

Wong, H-K. et Tan, J.-K. (2010). The natural history of adolescent idiopathic scoliosis. *Indian journal of orthopaedics*, 44: 9–13.

Wu L., Qiu Y., Wang B., Zhu Z.Z. et Ma W.W. (2010). The left thoracic curve pattern: a strong predictor for neural axis abnormalities in patients with “idiopathic” scoliosis. *Spine journal*, 35: 182-185.

Yamada K., Yamamoto H., Nakagawa Y., Tezuka A., Tamura T. et Kawata S. (1984). Etiology of idiopathic scoliosis. *Clinical orthopaedics and related research*, 184 : 50-57.

Ylikoski M. (2003) Height of girls with adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal*, 12 : 288-291.

Yong F., Wong H.K. et Chow K.Y. (2009). Prevalence of adolescent idiopathic scoliosis among female school children in Singapore. *Annals of academic medicine, Singapore*, 38 : 1056-1063.

Zabjek, K.F., Leroux, M.A., Coillard, C., Rivard, C.H. et Prince, F. (2005). Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Gait & Posture*, 20: 483-490.

Zabjek K.F., Leroux M.A., Coillard C., Prince F. et Rivard C.H. (2008). Postural characteristics of adolescents with idiopathic scoliosis. *Journal of pediatric orthopedics*, 28: 218-224.