

Université de Montréal

**Développement et validation d'un outil clinique pour
l'analyse quantitative de la posture auprès de
personnes atteintes d'une scoliose idiopathique**

par

Carole Fortin

Sciences biomédicales

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté de Médecine
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.)
en Sciences biomédicales

Juin, 2010

© Carole Fortin, 2010

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée :

Développement et validation d'un outil clinique pour l'analyse quantitative de la posture
auprès de personnes atteintes d'une scoliose idiopathique

Présentée par :

Carole Fortin

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Bourbonnais, Ph.D., président-rapporteur

Hubert Labelle, M.D., directeur de recherche

Debbie Feldman, Ph.D., Farida Cheriet, Ph.D., co-directeures

Louis-Philippe Amiot, M.D., membre du jury

Luc J. Hébert, Ph.D., examinateur externe

Dany Gagnon, Ph.D., représentant du doyen de la FES

Résumé

La scoliose idiopathique (SI) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale et de la cage thoracique à potentiel évolutif pendant la croissance. Cette déformation 3D entraîne des asymétries de la posture. La correction de la posture est un des objectifs du traitement en physiothérapie chez les jeunes atteints d'une SI afin d'éviter la progression de la scoliose, de réduire les déformations morphologiques et leurs impacts sur la qualité de vie. Les outils cliniques actuels ne permettent pas de quantifier globalement les changements de la posture attribuables à la progression de la scoliose ou à l'efficacité des interventions thérapeutiques. L'objectif de cette thèse consiste donc au développement et à la validation d'un nouvel outil clinique permettant l'analyse quantitative de la posture auprès de personnes atteintes d'une SI. Ce projet vise plus spécifiquement à déterminer la fidélité et la validité des indices de posture (IP) de ce nouvel outil clinique et à vérifier leur capacité à détecter des changements entre les positions debout et assise.

Suite à une recension de la littérature, 34 IP représentant l'alignement frontal et sagittal des différents segments corporels ont été sélectionnés. L'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture (outil 2D) construit dans ce projet consiste en un logiciel qui permet de calculer les différents IP (mesures angulaires et linéaires). L'interface graphique de cet outil est conviviale et permet de sélectionner interactivement des marqueurs sur les photographies digitales. Afin de vérifier la fidélité et la validité des IP de cet outil, la posture debout de 70 participants âgés entre 10 et 20 ans atteints d'une SI (angle de Cobb: 15° à 60°) a été évaluée à deux occasions par deux physiothérapeutes. Des marqueurs placés sur plusieurs repères anatomiques, ainsi que des points de référence anatomique (yeux, lobes des oreilles, etc.), ont permis de mesurer les IP 2D en utilisant des photographies. Ces mêmes marqueurs et points de référence ont également servi au calcul d'IP 3D obtenus par des reconstructions du tronc avec un système de topographie de surface. Les angles de Cobb frontaux et sagittaux et le déjettement C7-S1 ont été mesurés sur des radiographies. La théorie de la généralisabilité a été utilisée pour déterminer la fidélité et l'erreur standard de la mesure (ESM) des IP de l'outil 2D. Des

coefficients de Pearson ont servi à déterminer la validité concomitante des IP du tronc de l'outil 2D avec les IP 3D et les mesures radiographiques correspondantes. Cinquante participants ont été également évalués en position assise « membres inférieurs allongés » pour l'étude comparative de la posture debout et assise. Des tests de t pour échantillons appariés ont été utilisés pour détecter les différences entre les positions debout et assise.

Nos résultats indiquent un bon niveau de fidélité pour la majorité des IP de l'outil 2D. La corrélation entre les IP 2D et 3D est bonne pour les épaules, les omoplates, le déjettement C7-S1, les angles de taille, la scoliose thoracique et le bassin. Elle est faible à modérée pour la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire. La corrélation entre les IP 2D et les mesures radiographiques est bonne pour le déjettement C7-S1, la scoliose et la cyphose thoracique. L'outil est suffisamment discriminant pour détecter des différences entre la posture debout et assise pour dix des treize IP. Certaines recommandations spécifiques résultent de ce projet : la hauteur de la caméra devrait être ajustée en fonction de la taille des personnes; la formation des juges est importante pour maximiser la précision de la pose des marqueurs; et des marqueurs montés sur des tiges devraient faciliter l'évaluation des courbures vertébrales sagittales.

En conclusion, l'outil développé dans le cadre de cette thèse possède de bonnes propriétés psychométriques et permet une évaluation globale de la posture. Cet outil devrait contribuer à l'amélioration de la pratique clinique en facilitant l'analyse de la posture debout et assise. Cet outil s'avère une alternative clinique pour suivre l'évolution de la scoliose thoracique et diminuer la fréquence des radiographies au cours du suivi de jeunes atteints d'une SI thoracique. Cet outil pourrait aussi être utile pour vérifier l'efficacité des interventions thérapeutiques sur la posture.

Mots-clés : Scoliose idiopathique, posture, fidélité, validité, théorie de la généralisabilité

Abstract

Idiopathic scoliosis (IS) is characterized by three-dimensional (3D) deformity of the spine and rib cage which can increase during growth. The morphologic changes of the trunk result in posture asymmetries. Correction of posture is an important goal of physiotherapy interventions among persons with IS to prevent scoliosis progression, to reduce morphologic deformities and their impact on quality of life. Currently, there are no tools that globally quantify changes in posture that may be attributable to scoliosis progression or to treatment effectiveness, that are usable in a clinical setting. The objective of this thesis was thus to develop and validate a new clinical quantitative posture assessment tool among persons with IS. More specifically, this project aims to determine reliability and concurrent validity of posture indices (PI) of this new tool and to verify their capacity to detect changes between standing and sitting positions.

We conducted a literature review and selected 34 PI representing frontal and sagittal alignment of the different body segments. We constructed a software-based quantitative posture assessment tool to calculate different PI (angular and linear measurements). The software has a user-friendly graphical interface and allows calculation of PI from a set of markers selected interactively on digital photographs. For the reliability and validity studies, standing posture of 70 participants aged 10 to 20 years old with IS (Cobb angle: 15° to 60°) was assessed on two occasions by two physiotherapists. Markers placed on several bony landmarks as well as natural reference points (eyes, ear lobe, etc.) were used to measure the PI from photographs with the 2D tool and to calculate 3D PI obtained from trunk reconstructions with a surface topography system. Frontal and sagittal Cobb angles and trunk list were also calculated on radiographs. The generalizability theory was used to estimate the reliability and standard error of measurement (SEM) of PI of the 2D tool. Pearson correlation coefficients served to estimate concurrent validity of the 2D trunk PI with corresponding 3D PI and with those obtained from radiographs. Fifty participants were assessed for the comparative study

between standing and sitting positions. We compared the average values of each PI in standing and long sitting positions using paired t-tests.

Our results show a good level of reliability for the majority of PI of the 2D tool. Correlation between 2D and 3D PI was good for shoulder, scapula, trunk list, waist angles, thoracic scoliosis and pelvis but fair to moderate for thoracic kyphosis, lumbar lordosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis. The correlation between 2D and radiograph measurements was good for trunk list, thoracic scoliosis and thoracic kyphosis. Our tool can detect differences between standing and sitting posture for ten out of thirteen PI. A few recommendations specific to this work are: camera height should be adjusted according to the subject's height; training of judges is important to maximize accuracy in placement of markers; and measurement of sagittal vertebral curves may be facilitated by using markers mounted on pins.

In conclusion, the tool developed in this thesis has good psychometric properties to evaluate posture. This tool should contribute to clinical practice by facilitating the analysis of standing and sitting posture. This tool may also be a good alternative to monitor thoracic scoliosis progression in a clinical setting and may contribute to a reduction in the use of x-rays in the follow-up of youths with thoracic IS. It may also be useful to verify the effectiveness of therapeutic interventions on posture.

Keywords : Idiopathic scoliosis, posture, reliability, validity, generalizability theory

Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	iii
Table des matières.....	v
Liste des tableaux.....	ix
Liste des figures.....	x
Liste des sigles et abréviations.....	xi
Remerciements.....	xiv
Introduction.....	1
Chapitre1 Recension de la littérature.....	4
1.1 La posture.....	4
1.1.1 Définition.....	4
1.1.2 Rôle de la posture.....	5
1.1.3 Évaluation de la posture.....	6
1.1.3.1 Méthodes cliniques d'évaluation de la posture.....	7
1.1.3.1.1 Méthodes basées sur les observations visuelles.....	8
1.1.3.1.2 Méthodes de mesures quantitatives.....	10
1.1.3.2 Méthodes d'évaluation de la posture en laboratoire.....	11
1.1.3.3 Mesures radiographiques.....	11
1.1.4 Variabilité de la posture chez le sujet sain.....	12
1.1.5 Postures anormales.....	15
1.1.5.1 Facteurs influençant la posture.....	15
1.1.5.2 Types de postures anormales.....	16
1.1.5.3 Posture chez les personnes atteintes d'une SI.....	18
1.1.6 Études comparatives des postures debout et assise.....	19
1.1.6.1 Comparaison de la posture debout et assise chez les personnes atteintes d'une scoliose idiopathique.....	21
1.2 La scoliose idiopathique.....	23

1.2.1	Définition	23
1.2.2	Mesures radiologiques de la scoliose.....	23
1.2.2.1	Méthode de l'angle de Cobb	23
1.2.2.2	Méthode de l'angle de Ferguson.....	24
1.2.3	Classification de la scoliose	25
1.2.4	Étiologie et mécanisme d'aggravation de la scoliose idiopathique	27
1.2.4.1	Stade initial : développement de la scoliose idiopathique	28
1.2.4.1.1	Atteintes au niveau du système nerveux central	28
1.2.4.1.2	Dysfonction de la signalisation de la mélatonine.....	29
1.2.4.2	Stade d'aggravation de la scoliose	30
1.2.4.2.1	Facteurs biomécaniques.....	30
1.2.4.2.2	Effet de la croissance	31
1.2.4.3	Facteurs à risque d'aggravation de la scoliose.....	32
1.2.5	Déficiences, incapacités et limitations fonctionnelles chez les personnes atteintes d'une SI.....	34
1.2.6	Évaluation et suivi des enfants et adolescents présentant une SI.....	37
1.2.6.1	Bilan radiologique.....	37
1.2.6.2	Bilan clinique	38
1.2.6.3	Suivi et approches thérapeutiques.....	39
1.2.6.3.1	Traitement conservateur	39
1.2.6.3.2	Traitement chirurgical	42
1.3	Propriétés psychométriques des instruments de mesure	44
1.3.1.1.1	Fidélité :	44
1.3.1.1.2	Indices de fidélité	45
1.3.1.1.2.1	Le coefficient de variation (CV).....	45
1.3.1.1.2.2	Limites d'agrément (méthode de Bland et Altman).....	45
1.3.1.1.2.3	Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI).....	45
1.3.1.1.2.4	La théorie de la généralisabilité.....	46
1.3.1.1.3	Facteurs influençant la fidélité des mesures de la posture	48

1.3.1.1.4	Validité :	50
1.3.1.1.4.1	Validité de contenu.....	50
1.3.1.1.4.2	Validité de construit	50
1.3.1.1.4.3	Validité de critère	51
1.3.1.1.5	Facteurs influençant la validité des mesures photographiques.....	51
1.3.1.1.6	Sensibilité	52
Chapitre2	Problématique, objectifs et hypothèses	53
2.1	Problématique	53
2.2	Objectif général.....	55
2.3	Objectifs spécifiques	55
2.4	Hypothèses	56
2.5	Pertinence de l'étude	57
Chapitre3	Développement de l'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture ...	58
3.1	Article 1 : Clinical methods for quantifying posture: a literature review	58
3.2	Sélection des IP de l'outil	99
Chapitre4	Construction de l'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture.....	103
4.1	Développement et description de l'interface graphique.....	103
Chapitre5	Étude de fidélité	107
5.1	Article 2 : Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis.....	107
Chapitre6	Étude de validité.....	137
6.1	Article 3 : Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis.....	137
Chapitre7	Étude comparative de la posture debout et assise	159
7.1	Article 4 : Differences in standing and sitting posture in persons with idiopathic scoliosis.....	159
Chapitre8	Discussion	181
8.1	Sélection des IP et construction de l'outil.....	182
8.2	Propriétés psychométriques de l'outil.....	184

8.3	Limites de l'étude.....	193
8.4	Applications cliniques.....	195
8.4.1	Réduction du nombre d'IP de l'outil.....	195
8.4.2	Mesures quantitatives de l'apparence physique des personnes atteintes d'une SI.....	197
8.4.3	Utilisation des valeurs des ESM pour le suivi	198
8.4.4	Comparaison de la posture debout et assise.....	199
8.4.5	Autres applications cliniques	200
	Conclusion et recommandations	202
	Bibliographie.....	205
	ANNEXE 1	i
	ANNEXE 2	x
	ANNEXE 3	xv

Liste des tableaux

Tableau 1 Variabilité des mesures cliniques de la posture chez le sujet sain	13
Tableau 2 Facteurs à risque de progression de la scoliose.....	33
Tableau 3 Résumé des IP représentant les différents segments corporels dans la littérature (CCIs ≥ 0.70) et IP sélectionnés pour l'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture.	100
Tableau 4 Étude-G: Sources de variance	xi
Tableau 5 Matrice de corrélation pour la réduction des indices de posture de l'outil	xii

Liste des figures

Figure 1.1 Alignement frontal et sagittal normal.....	5
Figure 1.2 Modèle kinésiopathologique.....	16
Figure 1.3 Alignement normal avec sollicitation normale de muscles antérieurs et postérieurs. Postures anormales : avec muscles raccourcis et puissants (foncé) et muscles étirés et déficitaires (pâle).....	17
Figure 1.4 A) Mesure de l'angle de Ferguson, B) Mesure de l'angle de Cobb.	25
Figure 1.5 Différents types de scoliose (Thoracique, Thoraco-lombaire, lombaire et double majeure).....	27
Figure 1.6 Résumé selon le modèle de la CIF, des déficiences, incapacités et facteurs personnels et environnementaux pouvant limiter la participation sociale chez les personnes atteintes d'une SI.....	37
Figure 4.1 Interface graphique : À gauche : une liste limitée de noms de repères anatomiques correspondants	105
Figure 4.2 Repères anatomiques sélectionnés sur les différentes vues et représentation des angles et distances.....	106
Figure A.1 Graphiques démontrant un effet systématique au niveau des juges pour les quatre IP.	xiii
Figure A.2 Graphiques démontrant un effet systématique au niveau des juges pour l'indice A4 (A).....	xiv

Liste des sigles et abréviations

SI	Scoliose idiopathique
3D	Tridimensionnel
2D	Bidimensionnel
Outil 2D	Outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture
CHU	Centre hospitalier universitaire
IP	Indice de posture
SNC	Système nerveux central
C1 à C7	Vertèbres cervicales C1 à C7
VLS	Vertèbre limite supérieure
VLI	Vertèbre limite inférieure
EMG	Électromyographique
RPG	Rééducation posturale globale
ThLG	Thoraco-lombaire gauche
TDLG	Double majeure ou thoracique droite et lombaire gauche
ThD	Thoracique droite
EIAS	Épine iliaque antéro-supérieure
EIPS	Épine iliaque postéro-supérieure
ϕ	Coefficient de dépendabilité
ESM	Erreur standard de la mesure
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
r	Coefficient de Pearson
r_s	Coefficient de Spearman
CV	Coefficient de variation
P ou σ_p^2	Personne ou Variance inter-personnes
S ou σ_s^2	Sessions ou Variance inter-sessions
J ou σ_j^2	Juges ou Variance inter-juges

PJ ou σ^2_{pj}	Interaction personnes-juges ou Variance personnes-juges
PS ou σ^2_{ps}	Interaction personnes-sessions ou Variance personnes-sessions
JS ou σ^2_{js}	Interaction juges-sessions ou Variance juges-sessions
PJS,e ou $\sigma^2_{pjs,e}$	Erreur résiduelle ou variance de l'erreur résiduelle
IC	Intervalle de confiance

Articles

IS	Idiopathic scoliosis
3D	Three-dimensional
2D	Bi-dimensional
2D tool	Quantitative clinical posture assessment tool
QCPAT	Quantitative clinical posture assessment tool
PI	Posture index ou posture indices
ϕ	Coefficient of dependability
SEM	Standard error of measurement
SD	Standard deviation
GPR	Global postural re-education
ASIS	Anterior superior iliac spine
PSIS	Posterior superior iliac spine
L	Left
R	Right
P	Persons ou inter-person variance
R	Raters ou inter-rater variance
S	session ou inter-session variance
PR	Interaction between persons and raters
PS	Interaction between persons and test-session
RS	Interaction between raters and test sessions
PRS	Residual error

À ma mère
Modèle de courage

À Robert
Pour son soutien indéfectible
et son amour inconditionnel

Remerciements

Je remercie mes directeurs de recherche, les Docteurs Hubert Labelle, Debbie Feldman et Farida Cheriet, pour la qualité de la formation qu'ils m'ont offerte et la confiance qu'ils m'ont toujours témoignée. Ils ont contribué de façon remarquable à l'acquisition de mes connaissances scientifiques et au développement de mon autonomie en recherche, en vue de ma future carrière de chercheur-clinicien. Un merci spécial au Dr Labelle qui m'a encouragé à entreprendre ce beau défi et qui a su être présent, surtout dans les moments les plus importants. Merci au Dre Feldman pour l'exemple de rigueur et de passion de la recherche qu'elle m'inspire et pour sa présence assidue. Merci au Dr Cheriet pour nos échanges amicaux et scientifiques à la fois et de m'avoir soutenu dans cet univers de l'informatique.

Je tiens à exprimer toute ma gratitude envers Frédérique Gauthier, physiothérapeute au CHU Sainte-Justine, pour sa grande disponibilité lors des collectes de données, sa bonne humeur et sa rigueur professionnelle. Je suis également reconnaissante envers Fabiana Antunes, assistante de recherche, pour la qualité de son travail et sa disponibilité. Je tiens à remercier et à souligner la qualité exceptionnelle du travail d'Ionut Alexandrescu, ingénieur en informatique, qui a su transformer mes idées cliniques en applications informatiques pour le développement de notre outil clinique. Je remercie le Dr Denis Gravel, professeur à l'École de réadaptation de l'Université de Montréal, pour la générosité de son temps et le partage de ses connaissances concernant l'analyse et l'interprétation des données de fidélité. Je remercie aussi Marie Beauséjour, étudiante au doctorat au CHU Sainte-Justine, pour nos discussions passionnantes et sa contribution à l'analyse et à l'interprétation de mes données de validité. Je remercie les autres personnes qui ont travaillé dans le cadre de mon projet : Manuela Materasi, Fethia Miled, Valérie Pazos, José Félix Sosa et Jérémie Thériault. Je remercie aussi Asma Bekri et Erin Grunstein pour le recrutement de nos participants et leur implication lors des collectes de données. Je remercie le personnel clinique de leur grande gentillesse et de leur soutien pour le recrutement de nos participants (Lucie, Manon, Marie-Hélène,

Marjolaine, Mylène et Yolande). Je tiens à adresser des remerciements spéciaux aux jeunes et à leurs parents qui ont participé à ce projet. Ils ont été généreux de leur temps et ont contribué à la réalisation de ce projet.

Je tiens aussi à exprimer ma reconnaissance envers le personnel des Laboratoires LAVIANI et LIS3D, Christian Bellefleur, Philippe Debanné et Philippe Labelle, pour leur soutien technique. Je remercie les étudiants du laboratoire LAVIANI (Claudia Chevretils, Luc Duong, Fethia Miled, Nancy Shawafaty) d'avoir accueilli la clinicienne « novice » en informatique que j'étais, de leurs conseils avisés et de nos échanges amicaux. Je remercie Julie Joncas, adjointe à la direction du Laboratoire LIS3D, Nathalie Jourdain, coordonnatrice au programme MENTOR, et Jeannette Hernandez, qui ont favorisé mon intégration au Centre de recherche. J'adresse des remerciements particuliers à Lise Courchesne et Célyne Lemieux, adjointes administratives, pour leur soutien professionnel et amical et pour tous les services rendus qui m'ont facilité la vie.

Je remercie les organismes subventionnaires pour leur apport financier : le Réseau Canadien de l'Arthrite, le FRSQ, le programme MENTOR des IRSC, le REPAR, le Centre de recherche du CHU Sainte-Justine et le programme Sciences biomédicales de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance aux personnes qui ont contribué à l'acquisition de mes connaissances dans le domaine de la scoliose. Je remercie le Professeur Philippe Souchard, fondateur de la rééducation posturale globale. Je remercie également mes amis et collègues du GKTS, Michel Dargencourt et Lionel Fauvy qui m'ont initialement accueilli dans ce groupe, Daniel Boussard qui m'a reçu en formation au Centre des Massues à Lyon, ainsi que Mireille et Yvan Miramand et Dre Monique Bonjean pour nos discussions passionnées sur l'avenir de la scoliose.

Finalement je remercie mes amis de m'être demeurés fidèles malgré mes longs silences, particulièrement Pierre Payette, pour ses encouragements, ses conseils et le support de son amitié. Je remercie surtout Robert, qui partage ma vie, pour son soutien tout au long de mon doctorat, son inspiration, ses conseils, sa compréhension sans borne et pour tous les sacrifices consentis.

Introduction

La scoliose idiopathique (SI) est une déformation complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique à potentiel évolutif pendant la période de croissance (Guillaumat et coll., 1991). La SI est associée à une déformation tridimensionnelle (3D) du tronc qui se traduit par la présence d'asymétries de la posture. Ces asymétries contribuent au risque de progression de la scoliose (Haderspeck et Schultz, 1981; Reuber et coll., 1983; Burwell et coll., 1992; Veldhuizen et coll., 2000), peuvent affecter l'estime de soi et les activités fonctionnelles (Goldberg et coll., 1994; Fanuele et coll., 2000; Williams et Currie, 2000; Freidel et coll., 2002; Weinstein, 2008) et limiter ainsi la participation sociale (Danielson et coll., 2001; Weinstein, 2008). À la clinique de scoliose du CHU Sainte-Justine de Montréal, plus de 3200 visites sont rapportées annuellement et environ 50 enfants sont opérés par année.

L'étiologie et le mécanisme d'aggravation de la SI s'avèrent encore mal compris. Selon certains auteurs, une atteinte du système nerveux central (SNC) pourrait être responsable du développement de la SI (Herman et coll., 1985; Geisselle et coll., 1991; Maguire et coll., 1993; Veldhuizen et coll., 2000; Burwell et coll., 2009; Doménech et coll., 2009). La progression serait attribuable à des facteurs biomécaniques, tels que l'alignement du tronc et l'influence du poids des segments corporels (Haderspeck et Schultz, 1981; Reuber et coll., 1983; Burwell et coll., 1992; Perdriolle et coll., 1993; Veldhuizen et coll., 2000; Burwell et coll., 2009). Ces facteurs modifient les moments musculaires agissant sur la colonne vertébrale et favorisent l'aggravation de la scoliose, et ce, particulièrement lors des poussées de croissance. La correction de la posture s'avère donc un des objectifs de traitement chez les enfants et les adolescents atteints d'une SI afin d'éviter la progression de la scoliose, de réduire les déformations morphologiques majeures qui y sont associées ainsi que leurs impacts sur la qualité de vie (Mollon et Rodot, 1986; Souchard et Ollier, 2002; Negrini et coll., 2008; Wong et Liu, 2003).

La posture est définie comme étant l'alignement des différents segments corporels (Kendall et coll., 2005; Raine et Twomey, 1994a). Cet alignement dépend de

l'effet de la gravité, de l'intégrité des structures anatomiques (os et muscles) et des fonctions musculaire et sensorielles (Newton et Neal, 1994; Sahrman, 2002; Assaiante et coll., 2005). Pour corriger la posture chez ces jeunes, les physiothérapeutes utilisent des approches de rééducation posturale. L'efficacité du traitement est souvent basée sur des observations visuelles subjectives et non validées par des mesures objectives. La pratique basée sur des données probantes nécessite l'utilisation d'outils valides, fidèles et sensibles permettant de vérifier l'efficacité des interventions thérapeutiques. L'efficacité de la physiothérapie auprès des personnes atteintes d'une SI est d'ailleurs critiquée et peut être attribuable, en partie, au manque d'outil quantitatif clinique pour objectiver les changements de la posture (Weinstein, 2008).

Le scoliomètre est un exemple d'outil clinique simple et fidèle qui a démontré son utilité pour le suivi de jeunes atteints d'une SI (Bunnell, 1984; Korovessis et coll., 1996 ; Burwell et coll., 2002). Cet outil mesure seulement un aspect de la posture : la gibbosité. Il existe d'autres outils cliniques qui permettent de mesurer l'alignement frontal ou sagittal d'un segment corporel (indice de posture – IP) directement sur les personnes (ex. goniomètre, inclinomètre, règle flexible, etc.) ou à l'aide de photographies. Ces outils ne permettent cependant pas d'évaluer tous les segments corporels et ne sont pas suffisamment spécifiques pour caractériser la scoliose. Selon la définition de la posture et l'étude de validité de contenu effectuée par Tyson et Desouza (2003) auprès de physiothérapeutes, un outil clinique d'évaluation de la posture doit inclure la position ou l'alignement de tous les segments corporels (tête et cou, omoplates et membres supérieurs, tronc, bassin et membres inférieurs). Le développement d'un outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture s'avère pertinent pour permettre de rendre compte des changements de la posture attribuables à l'efficacité des interventions thérapeutiques ou à l'aggravation de la scoliose. Actuellement, il n'y a pas d'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture qui a fait l'objet d'un processus de validation auprès de personnes atteintes d'une SI.

Cette thèse de doctorat vise le développement et la validation d'un nouvel outil clinique permettant une analyse quantitative de la posture. Cette thèse comprend huit chapitres. Le premier chapitre concerne la recension de la littérature. Dans le chapitre 2, les objectifs ainsi que les hypothèses seront énoncés. Par la suite, la méthodologie et les résultats seront présentés sous forme d'articles dans les cinq chapitres suivants. Les chapitres 3 et 4 concernent le développement et la construction de l'outil d'évaluation de la posture. Le chapitre 3 comprend l'article de recension de la littérature ayant conduit à la sélection des indices de posture. Le chapitre 4 présente l'interface graphique développée pour le calcul des indices de posture. Les chapitres 5 et 6 concernent respectivement les études de fidélité et de validité de l'outil clinique. Le chapitre 7 est un exemple d'application clinique de l'outil dans une étude comparative de la posture debout et assise. L'étude vise à déterminer la capacité de l'outil à détecter des différences au niveau de la mesure des IP entre les postures debout et assise. Finalement, une discussion de l'ensemble des résultats est présentée au chapitre 8. Dans ce dernier chapitre, les limites de l'étude ainsi que les applications cliniques de cet outil seront également abordées.

Chapitre1 Recension de la littérature

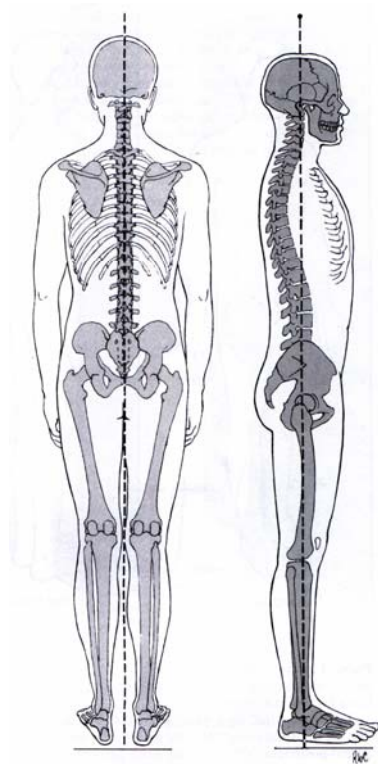
Dans ce chapitre, la recension de la littérature permettra de définir le concept de posture normale, son rôle, les méthodes d'évaluation de la posture, ainsi que la variabilité chez la personne sans atteinte. Les types de postures anormales, la posture chez les personnes atteintes d'une SI et les études comparatives des postures debout et assise seront par la suite abordées. La deuxième section de la recension permettra de définir la scoliose idiopathique, de présenter le processus étio-pathogénique, les déficiences et les incapacités pouvant découler de cette atteinte neuro-musculo-squelettique. Les bilans cliniques et radiographiques habituels, ainsi que les approches thérapeutiques proposées seront également décrits. Finalement, la troisième section de ce chapitre présentera les qualités psychométriques d'un instrument de mesure.

1.1 LA POSTURE

1.1.1 Définition

La posture est définie comme étant l'alignement des différents segments corporels dans l'espace (Raine et Twomey, 1994a; Massion et Woollacott, 1996; Kendall et coll., 2005). La posture concerne le maintien actif de la configuration des différents segments du corps en position debout, assis et couché (Newton et Neal, 1994). La posture dite «idéale» ou «normale» implique que l'alignement des segments corporels soit tel qu'il minimise le stress sur les surfaces articulaires causé par l'effet de la gravité. Conséquemment, la posture «normale» a été bien souvent décrite en fonction de la position des segments corporels par rapport à la ligne de gravité. Kendall et coll. (2005) utilisent le fil à plomb pour décrire la posture «normale». Selon ces auteurs, la ligne de référence divise le corps en deux parties symétriques dans les plans frontal et sagittal et permet une distribution égale du poids du corps et une meilleure stabilité articulaire. Cet alignement corporel doit favoriser une diminution de l'activité

musculaire et de l'énergie nécessaire au maintien de l'équilibre. Toute déviation par rapport à cette ligne de référence est interprétée comme défaut ou asymétrie de la posture. Dans la posture «normale», le fil à plomb doit passer au niveau (Figure 1.1):



- Du lobe de l'oreille
- De l'articulation de l'épaule
- Du centre du thorax

- Du centre de l'abdomen
- Du grand trochanter

- Légèrement antérieur par rapport au centre
articulaire du genou

- Légèrement antérieur à la malléole externe

Figure 1.1 Alignement frontal et sagittal normal. Kendall et coll. *Muscles: Testing and Function, with posture and pain*, 5th ed., © Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

1.1.2 Rôle de la posture

La posture constitue un pré-requis essentiel au maintien du contrôle postural lequel sert de fondement pour la réalisation d'habiletés motrices. La posture assure deux fonctions principales : une fonction antigravitaire et une fonction d'interface avec le

monde extérieur pour la perception et l'action (Massion et Woollacott, 1996; Assaiante et coll., 2005). La fonction antigravitaire est assurée par la superposition de plusieurs segments corporels (la tête, le tronc et les membres inférieurs) qui sont reliés entre eux par un ensemble de muscles et de ligaments. Le tonus postural des muscles extenseurs du cou, du tronc et des membres inférieurs joue un rôle important dans cette fonction antigravitaire. Selon Souchard (1981) et Janda (1983), ces muscles seraient responsables des asymétries de posture observées. La fonction antigravitaire sert également au maintien de l'équilibre lors de mouvements. La seconde fonction de la posture est de servir de cadre de référence tant pour percevoir la position des segments corporels dans l'espace lors du mouvement que de permettre l'utilisation d'une partie du corps pour atteindre un objet dans l'espace (Massion et Woollacott, 1996).

1.1.3 Évaluation de la posture

L'évaluation de la posture permet de déceler la présence d'asymétries au niveau des différents segments corporels, d'associer ou non les asymétries à la symptomatologie et leurs impacts éventuels au niveau de la fonction (Carr et coll., 1999; Sahrman, 2002). L'évaluation de la posture peut être faite à partir de mesures radiographiques, cliniques ou par des systèmes 3D en laboratoire. Plusieurs auteurs mentionnent que l'évaluation de la posture permet de déceler les muscles potentiellement responsables des asymétries observées (Link et coll., 1990; Sahrman, 2002; Souchard, 2002; Kendall et coll., 2005; Lopes et coll., 2007). Par la suite, ces auteurs proposent des tests de mobilité des segments corporels, de souplesse et de force musculaire, afin de vérifier la présence d'une déficience de la longueur ou de la force musculaire associée aux asymétries de posture. Ces informations contribuent à la sélection d'exercices d'étirement ou de renforcement musculaire et d'intégration sensorielle pour améliorer la posture, éliminer la douleur ou tout autre symptôme et améliorer la fonction. L'association entre défauts posturaux segmentaires et

déséquilibres musculaires est plus fréquemment expliquée par l'anatomie et la physiologie des muscles (Levangie et Norkin, 2001; Kendall et coll., 2005). Kendall et coll. (2005) et Sahrman (2002) parlent de raideur et de faiblesse musculaire. Levangie et Norkin (2001) divisent le système musculaire en fonction de la proportion des types de fibres contenue dans les muscles. Les muscles de la stabilité (posturaux ou toniques) contiennent un pourcentage plus élevé de fibres de type I. Les muscles de la mobilité (phasiques) ont un pourcentage plus élevé de fibres de type II. Selon Souchart (1981) et Janda (1983), les muscles posturaux (ou statiques) sont responsables des asymétries de posture observées et l'ensemble des muscles (posturaux et phasiques) contribuent à la dysfonction. Souchart (1981) associe les rétractions musculaires aux muscles de la statique (toniques) et ces muscles sont organisés en chaînes musculaires (antérieure et postérieure selon la localisation des muscles). Ceci signifie qu'un muscle dans la chaîne musculaire influencera les autres, illustrant le besoin d'évaluation et de traitements globaux de la posture.

L'évaluation de la posture doit également permettre de vérifier les changements de la posture attribuables à l'efficacité d'une approche thérapeutique ou à l'aggravation de la pathologie (Tyson, 2003). Selon Tyson et Desouza (2003), un outil d'évaluation de la posture doit inclure les segments corporels suivants : la tête et le cou; les épaules et les omoplates; le dos; le bassin et les membres inférieurs. La prochaine section présentera les méthodes cliniques, en laboratoire et radiographiques permettant l'évaluation de la posture.

1.1.3.1 Méthodes cliniques d'évaluation de la posture

Certaines méthodes cliniques sont basées sur des observations visuelles, alors que d'autres sont basées sur des mesures quantitatives effectuées directement sur la

personne ou obtenues par le calcul d'angles et de distances (IP) pris à partir de photographies.

1.1.3.1.1 Méthodes basées sur les observations visuelles

Il existe différentes méthodes d'observations visuelles de la posture : 1) basées sur le jugement subjectif d'un évaluateur qui détermine la présence ou non d'asymétries d'IP (ex. augmentation ou diminution d'une courbure vertébrale sagittale par rapport à la normale) (Bryan et coll., 1990; Tunnel, 1996; Souchard, 2002; Fedorak et coll., 2003); 2) qui utilise la ligne de gravité ou le fil à plomb comme référence pour déterminer différents types de postures anormales: cypho lordose; type « garde à vous »; attitude en S italique; dos plat (Figure 1.3) (Kendall et coll., 2005) et 3) des échelles de cotation ordinale (Jonsdottir et coll., 1997; Raso et coll., 1998; Carr et coll., 1999; Watson et MacDonncha, 2000; Redmond et coll., 2005; Bago et coll., 2007; Donaldson et coll., 2007). Fedorak et coll. (2003) ont rapporté une fidélité intra-juge modérée ($Kappa = 0.50$) et inter-juges faible ($Kappa < 0.40$) pour l'évaluation visuelle de la lordose cervicale et lombaire (normale, augmentée ou diminuée) faite par différents professionnels de la santé, à l'aide de photographies auprès de 36 adultes avec et sans lombalgie. Bryan et coll. (1990) mentionnent également que la validité est faible entre l'observation visuelle de la lordose lombaire évaluée à partir de photographies et celle mesurée sur des radiographies.

Carr et coll. (1999) et Watson et MacDonncha (2000) ont développé des échelles de cotation ordinale spécifiques pour l'évaluation d'IP. L'échelle développée par Carr et coll. (1999) s'adresse à des personnes qui ont subi un accident vasculaire cérébral (AVC) et évalue la posture couchée et assise directement auprès des personnes. La grille d'analyse de la posture proposée par Watson et MacDonncha (2000) comprend trois niveaux de cotation et mesure dix aspects de la posture debout chez des adolescents sains en utilisant des photographies. Le pourcentage d'agrément intra-juge et inter-juge était supérieur à 67% pour la majorité des items de ces tests. De leur côté, Redmond et

coll. (2005) ont développé et validé le Foot Posture Index. Cet outil clinique comprend huit items et sert au diagnostic des pathologies du pied (normal, pronation ou supination). La fidélité inter-items de ce test était bonne ($\alpha = 0.83$) et la validité concourante (R^2) des items de ce test avec un système 3D d'analyse de la posture variait de 0.58 à 0.80. Pour l'évaluation de la posture assis auprès d'enfants atteints d'une déficience motrice cérébrale, Jonsdottir et coll. (1997) ont utilisé une version modifiée du « Posture Assessment Scale ». Cette échelle contient six niveaux de cotation (0 à 5) et sert à mesurer l'alignement de la tête et du cou, des épaules et du tronc. Ces auteurs rapportent une fidélité inter-juges modérée à bonne (Kappa = 0.49) pour la mesure de dix essais de posture réalisés auprès de deux enfants.

D'autres types d'échelle ordinale ont été utilisés auprès de personnes présentant une scoliose. Raso et coll. (1998) utilisent une échelle visuelle analogue (0 à 50 mm) pour quantifier les asymétries au tronc (épaules, omoplates, angles de taille et bassin) et rapportent une fidélité inter-juges modérée (coefficient de Spearman = 0.61). L'échelle de mesure à cinq niveaux « Walter Reed Visual Assessment Scale » contient sept items et permet aux personnes atteintes d'une scoliose de juger de la perception de leurs déformations au tronc (Sanders et coll., 2003). Toutefois, ce test ne permet pas de distinguer les différents types de courbures scoliotiques (Bago et coll., 2007). La fidélité intra et inter-juges d'un autre type d'échelle de cotation à cinq niveaux mesurant trois aspects de la déformation au tronc (épaules, omoplates et angles de taille) et l'apparence générale démontrait un niveau d'agrément intra et inter-juges (entre cinq chirurgiens orthopédistes) faible à modéré pour la majorité des items (déformation au tronc : Kappa intra-juge ≤ 0.40 et inter-juges ≤ 0.38 ; apparence générale : Kappa intra-juge -0.02 à 0.79 et inter-juges = 0.40). Malgré la présence de scoliose modérées à sévères (angle de Cobb : 48° à 94°), la cotation de l'apparence générale était modérément corrélée avec les mesures radiologiques (déformation des côtes : $r = 0.48$, rotation vertébrale $r = 0.44$ et angle de Cobb : $r = 0.53$) (Donaldson et coll., 2007).

Ce type d'évaluation sert au dépistage des défauts de la posture et permet au clinicien de déterminer le ou les muscles responsables des asymétries posturales observées (Carr et coll., 1999; Kendall et coll., 2005; Redmond et coll., 2005). Selon Tyson (2003), les méthodes basées sur des observations visuelles (directes ou en utilisant des photographies) ne sont pas suffisamment sensibles pour mesurer l'efficacité des interventions en physiothérapie.

1.1.3.1.2 Méthodes de mesures quantitatives

Il existe des outils qui permettent d'effectuer des mesures cliniques directes ou indirectes sur les personnes. Les principaux instruments utilisés pour les mesures directes sont le goniomètre, l'électrogoniomètre, l'inclinomètre, la règle flexible et le ruban à mesurer. Les mesures indirectes sont obtenues par le calcul d'angles et de distances sur des photographies. Les propriétés psychométriques de ces méthodes quantitatives ainsi que les différents IP qu'elles permettent de mesurer sont présentées à l'article 1 au Chapitre 3 de cette thèse.

En résumé, la fidélité inter-essais et test-retest des outils permettant des mesures directes est habituellement bonne mais la fidélité inter-juges varie de modérée à bonne (CCIs entre 0.50 et 0.98). L'impact d'une pathologie sur la fidélité de ces instruments est peu documenté. Ces différents outils servent davantage au calcul d'un IP à la fois. La prise de photographies permet l'acquisition simultanée de plusieurs IP. Les IP mesurés en utilisant des photographies (angles et distances) présentent un niveau variable de fidélité test-retest ou inter-juges. Cette variabilité semble être attribuable aux différences au niveau des positions d'acquisition (standardisée versus naturelle), à la façon de prendre les mesures (par rapport à une ligne de référence externe ou inter-segmentaires) et aux types de devis utilisés (aléatoire versus facteur session et/ou juge fixe). L'ESM et la validité des mesures directes et indirectes sont peu documentées.

1.1.3.2 Méthodes d'évaluation de la posture en laboratoire

Des capteurs électroniques de position et de mouvement (accéléromètre, gyroscope, capteur angulaire flexible, etc.) sont également utilisés pour mesurer la posture de certains IP (Wong et coll., 2007). Il existe d'autres systèmes plus sophistiqués pour l'analyse 3D de la posture en laboratoire. Certains de ces systèmes, tels que AUSCAN, Elite, Motion Analysis, Vicon et Optotrak (de la Huerta et coll., 1998; Masso et Gorton, 2000; Negrini et coll., 2001; Zabjek et coll., 2005; Zabjek et coll., 2008; Mahaudens et coll., 2005), permettent une acquisition simultanée d'un ensemble de marqueurs. D'autres systèmes, tels que les systèmes « Free Point » ou « Flock of Bird », utilisent une sonde pour numériser les marqueurs un après l'autre (Leblanc et coll., 1996; Nault et coll., 2002; Zabjek et coll., 2008). Des systèmes de topographie de surface (Inspeck ou Quantec) sont également utilisés pour le calcul d'IP 3D. Ces IP 3D sont obtenus à la suite de reconstructions du tronc. Ces systèmes ont l'avantage de permettre une reconstruction de la morphologie d'une personne. Ils ont été largement utilisés pour étudier la morphologie 3D de personnes atteintes d'une SI (Theologis et coll., 1997; Oxborrow, 2000; Goldberg et coll., 2001; Jaremko et coll., 2002; Pazos et coll., 2005; Pazos et coll., 2007). Ces systèmes ont une bonne sensibilité (erreur moyenne pour chaque marqueur de 1.1 ± 0.9 mm), de bonnes corrélations avec les angles de Cobb pour plusieurs indices du tronc, une bonne fidélité inter-essais (CCIs ≥ 0.91) et une courte durée d'acquisition (5 s).

1.1.3.3 Mesures radiographiques

L'utilisation de radiographies pour l'évaluation globale de la posture est peu usuelle. Ce type de mesures est davantage utilisé pour vérifier l'alignement d'un segment ou du tronc en présence d'une symptomatologie particulière ou d'une maladie impliquant le rachis (scoliose, cyphose de Scheueurman, spondylolisthesis, etc.). Dans le plan frontal, les mesures radiographiques au tronc concernent la mesure de la scoliose (angle de Cobb), de l'alignement frontal (ligne coronale verticale – C7-S1) et de la bascule frontale du bassin (Schwender et Denis, 2000; Fann, 2003; Schwab et coll.,

2006; MacThiong, 2007; MacThiong et coll., 2009). Dans le plan sagittal, la cyphose thoracique (T2 à T12), la lordose lombaire (T12-L5 ou T12-S1) et l'alignement C7-S1 sont habituellement mesurés chez des personnes atteintes d'une SI (Lenke et coll., 2003; Schwab et coll., 2006; Upasani et coll., 2007; Lafage et coll., 2008; MacThiong et coll., 2009). D'autres paramètres tels que l'incidence pelvienne, la pente sacrée et la bascule du bassin peuvent également être évalués chez des personnes présentant un spondylolisthesis ou atteintes d'une SI (Mac Thiong et coll., 2003; Roussouly et coll., 2006; Lonner et coll., 2010). Les mesures radiographiques contribuent au processus décisionnel de la chirurgie (Vedantam et coll., 2000; Lenke et coll., 2001; Ogon et coll., 2002; Lenke et coll., 2003; Puno et coll., 2003; Richards et coll., 2003).

1.1.4 Variabilité de la posture chez le sujet sain

Malgré la description de la posture dite « normale » proposée par Kendall et coll. (2005), certains IP présentent une grande variabilité chez les personnes sans atteinte pathologique. Cette variabilité est affectée par la méthode de mesure utilisée, la position d'acquisition, la façon de mesurer un même IP, la taille de l'échantillon et des facteurs individuels liés à l'âge, à la taille, au poids ainsi qu'au développement du contrôle postural (Raine et Twomey, 1997; Ankrum et Nemeth, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005, Lafond et coll., 2007). Les IP les plus fréquemment rapportés dans la littérature, et mesurés de façon similaire en position debout par des méthodes cliniques, sont présentées au Tableau 1. La variabilité des mesures des IP est supérieure dans le plan sagittal que dans le plan frontal, en ce qui concerne l'orientation de la tête, des épaules et du bassin.

L'âge semble avoir un impact uniquement sur la position de la tête dans le plan sagittal. L'angle associé à la protraction de la tête diminue avec l'âge (Tableau 1). Conséquemment, la tête est davantage projetée vers l'avant. En ce qui concerne le genre, il influence seulement la valeur de l'angle Q et il est plus élevé chez la femme (Raine,

1995; Peeler et coll., 2010). La majorité des auteurs recommandent des études avec des échantillons plus importants, puisque la puissance statistique n'atteignait pas 80% pour la plupart des IP mesurés sur des photographies ou avec un goniomètre. Plusieurs auteurs mentionnent que la posture est reproductible d'un essai à l'autre ou d'une occasion à l'autre espacée d'une heure ou de plusieurs jours (Raine, 1995; Watson et MacDonncha, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005).

Tableau 1 Variabilité des mesures cliniques de la posture chez le sujet sain

Indice de posture	Valeurs (type de méthode)	Références
Plan sagittal Horizontalité du regard (Gaze angle)	Chez l'enfant et l'adolescent $10^\circ \pm 8^\circ$ à $16^\circ \pm 5^\circ$ (photographie) Chez l'adulte $8^\circ \pm 8^\circ$ (vidéographie); $8^\circ \pm 6^\circ$ (photographie); $19^\circ \pm 4^\circ$ (goniomètre)	McEvoy et Grimmer, 2005 Chansirinukor et coll., 2001 Ankrum et Nemeth, 2000; Raine et Twomey, 1997; Harrison et coll., 1996
Protraction de la tête : Angle Tragus- C7/horizontal :	Chez l'adolescent $57^\circ \pm 4^\circ$ (photographie) Chez l'adulte $46^\circ \pm 7^\circ$ à $50^\circ \pm 6^\circ$ Chez l'adulte âgé $33^\circ \pm 10^\circ$ à $41^\circ \pm 9^\circ$ (photographie et goniomètre)	Chansirinukor et coll., 2001 Ankrum et Nemeth, 2000; Raine et Twomey, 1997; Johnson, 1998; Nemmers et coll., 2009; Harrison et coll., 1996
Protraction des épaules Angle acromion- C7/horizontal :	Chez l'adolescent $27 \pm 13^\circ$ (photographie) Chez l'adulte $54^\circ \pm 12^\circ$ (Photographie)	Chansirinukor et coll., 2001 Raine et Twomey, 1997
Distance C7-acromion:	Chez l'adulte 5.6 ± 1.8 cm (Baylor square)	Peterson et coll., 1997
Bascule sagittale du bassin	Chez l'adulte $8.5 \pm 4^\circ$ à $12 \pm 4^\circ$; (manuelle) $8^\circ \pm 6^\circ$ (photographie)	Gajdosik et coll., 1985 Medina McKeon et Hertel, 2009; Raine, 1995

Indice de posture	Valeurs (type de méthode)	Références
Alignement sagittal des membres inférieurs Flexion-hyperextension des genoux	Chez l'enfant 5° d'hyperextension (IC 95% : 3 à 6°) Chez l'adulte 3° ± 1.5° d'hyperextension (photographie) 3° ± 2.5° à 5.7° ± 3.2° (goniomètre)	Canhadas Belli et coll., 2009 Raine, 1995; Trimble et coll., 2002 Medina McKeon et Hertel, 2009
Plan frontal Inclinaison latérale de la tête	Chez l'enfant et l'adolescent -0.6° (IC 95% : -1 à 0.5°); 0.8 ± 3° (photographie) Chez l'adulte 0° ± 2.6°	Canhadas Belli et coll., 2009; Chansirinukor et coll., 2001 Raine et Twomey, 1997
Inclinaison des épaules	Chez l'enfant ou l'adolescent Différence moyenne gauche-droite 8 ± 6mm (photographie) -0.7° (IC 95% : -1 à 0°) (photographie) Chez l'adulte 1° ± 2.2° (photographie)	Akel et coll., 2008 Canhadas Belli et coll., 2009 Raine et Twomey, 1997
Omoplates	Chez l'adulte Angle bord inférieur de l'omoplate : -0.7 ± 5.3° côté dominant et 0.5 ± 4.6° côté non dominant	Sobush et coll., 1996
Bascule frontale du bassin	Chez l'enfant 0° (IC 95% : -1 à 1°) (photographie) Chez l'adulte -0.2° ± 1.8°	Canhadas Belli et coll., 2009 Raine, 1995
Alignement frontal des membres inférieurs : Angle Q	Chez l'adulte Adultes : 11° ± 6° à 18° ± 7° (goniomètre) Femme : 19° ± 9° (photographie); 14° ± 3° (goniomètre debout) Homme : 11° ± 6° (photographie); 12° ± 2° (goniomètre debout)	Raine, 1995 Medina McKeon et Hertel, 2009; Shultz et coll., 2006 Peeler et coll., 2010

1.1.5 Postures anormales

1.1.5.1 Facteurs influençant la posture

Plusieurs facteurs peuvent affecter la posture : les anomalies des structures osseuses (hémivertèbre, inégalité vraie des membres inférieurs, etc.), la laxité ligamentaire, la rétraction des structures musculo-tendineuses, le tonus musculaire, les paramètres morphologiques spino-pelviens, la position et la mobilité des articulations et les fonctions sensorielles (Newton et Neal, 1994; Sahrman, 2002; Souchard et Ollier, 2002; Assaiante et coll., 2005; Kendall et coll., 2005 ; Mac Thiong, 2007). La croissance asymétrique et/ou désynchronisée des structures osseuses et musculaires ou la présence de douleur peuvent également affecter la posture (Sahrman, 2002 ; Kendall et coll., 2005). Certaines pathologies neurologiques (hémiparésie, déficit moteur cérébral, etc.), musculosquelettiques (scoliose, cyphose de Scheuermann, arthrite, etc.) ou respiratoires (asthme, emphysème) de même que l'obésité occasionnent aussi des asymétries de la posture (Jonsdottir et coll., 1997; D'Ario et coll., 1999 ; Nault et coll., 2002; Tyson et Desouza, 2003; Fabris de Souza et coll., 2005; Canhadas Belli et coll., 2009 ; Chan et Chen, 2009). Selon Sahrman (2002), l'alignement idéal facilite le mouvement optimal alors que des asymétries de la posture entraînent des modifications biomécaniques au niveau des surfaces articulaires. L'effet cumulatif des contraintes au niveau des articulations modifiera leur configuration et entraînera tôt ou tard des répercussions au niveau de la fonction et prédisposera la personne aux blessures lors d'activités sportives ou au travail (Figure 1.2) (Burt et Punnet, 1999; Tyson, 2003; Yates et White, 2004). Woollacott et Shumway-Cook (2005) ont démontré que des enfants normaux, à qui il était demandé de se tenir en position accroupie, avaient les mêmes patrons moteurs que les enfants avec une diplégie spastique.

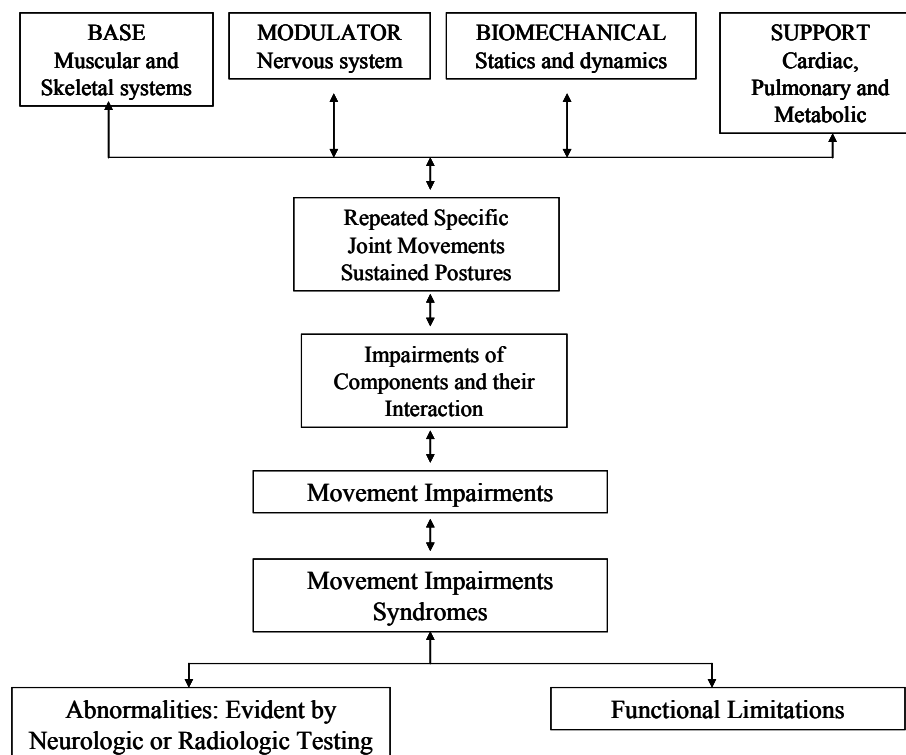


Figure 1.2 Modèle kinésiopathologique. Figure publiée dans : Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes, Sahrman SA (p. 14), © Elsevier, 2002.

1.1.5.2 Types de postures anormales

Kendall et coll. (2005) définissent différents types de postures anormales en fonction des déviations des segments corporels par rapport au fil à plomb. Les différents types de postures anormales cités par ces auteurs sont: la posture « cypho lordose »; la posture « militaire » ou le type « garde à vous »; l'attitude en « S italique » et le « dos plat » (Figure 1.7). Kendall et coll. (2005) associent également certaines déficiences musculaires aux différents types de postures anormales. La posture « cypho lordose » se caractérise par une exagération des courbures vertébrales sagittales, une projection antérieure de la tête, une bascule antérieure du bassin et une légère hyperextension aux genoux. Dans ce type de posture, les muscles raccourcis et puissants sont les muscles spinaux cervicaux et lombaires et les fléchisseurs de hanche. Les muscles étirés et déficitaires concernent principalement les fléchisseurs du cou et le grand oblique. La

posture « militaire » est associée à des courbures vertébrales près de la normale mais la région cervicale est légèrement projetée vers l'avant alors que la région thoracique ainsi que la tête sont légèrement vers l'arrière. Le bassin est en antéversion et les genoux en hyperextension. Les muscles spinaux lombaires et fléchisseurs de hanche sont raccourcis et puissants alors que les abdominaux sont étirés. Dans l'attitude en « S italique », la tête est projetée vers l'avant avec une légère extension du rachis cervical. La cyphose thoracique est accentuée et à grand rayon (longue) alors que la lordose lombaire est diminuée. La partie supérieure du tronc est déjettée vers l'arrière. Le bassin est rétroversé, les hanches et les genoux sont en hyperextension. Un raccourcissement des muscles ischio-jambiers est principalement associé à cette posture. La posture « dos plat » se caractérise par une rectitude de la partie basse de la cyphose thoracique et de la courbure sagittale lombaire avec une rétroversion du bassin et une extension des hanches et des genoux. Un raccourcissement des muscles ischio-jambiers est également responsable de ce type de posture.

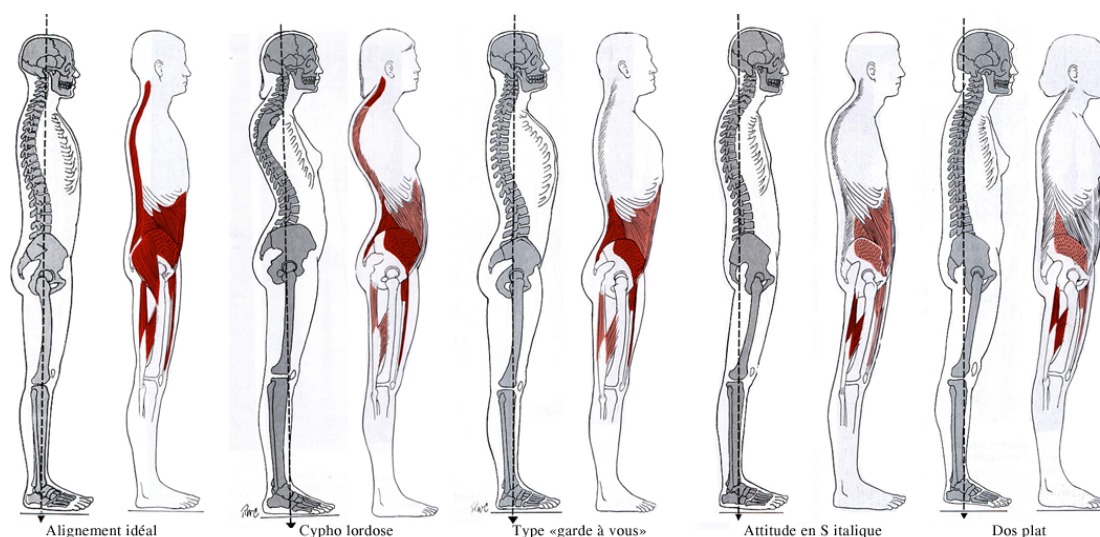


Figure 1.3 Alignement normal avec sollicitation normale de muscles antérieurs et postérieurs. Postures anormales : avec muscles raccourcis et puissants (foncé) et muscles étirés et déficitaires (pâle). Kendall et coll., *Muscles: Testing and Function, with posture and pain*, 5th ed., © Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

1.1.5.3 Posture chez les personnes atteintes d'une SI

Selon Weinstein (2001), la scoliose est couramment dépistée par l'observation d'asymétries de la posture. Ces asymétries constituent généralement le premier motif de consultation. Les IP qui caractérisent la scoliose et permettent son dépistage sont : l'inégalité de hauteur des épaules, la proéminence d'une omoplate, les déformations du thorax (gibbosités), une différence gauche – droite de l'angle de taille, une bascule du bassin dans le plan frontal et un déjettement de l'axe occipital dans le plan frontal (C7-S1) (Guillaumat et coll., 1991; Raso et coll., 1998; Weinstein, 2001; Negrini et coll., 2001; Donaldson et coll., 2007; Roy-Beaudry et coll., 2010). Des modifications des courbures vertébrales physiologiques dans le plan sagittal (effacement de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire) sont également observées en clinique. Dans le plan transverse, la déformation se traduit par la présence d'une gibbosité thoracique postérieure du côté convexe et d'une gibbosité antérieure du côté concave. De plus, des asymétries costales sont fréquemment observées chez les jeunes présentant une scoliose modérée ou sévère, car les côtes sont entraînées par les modifications vertébrales (Guillaumat et coll., 1991; Souchard et Ollier, 2002). À ces asymétries 3D du tronc s'ajoutent une torsion de la ceinture scapulaire et du bassin (Fauvy et Kaniassi, 1992; Leblanc et coll., 1998), et des modifications de l'alignement et de la longueur des membres inférieurs (De Mauroy, 1996; Giakas et coll., 1996).

À notre connaissance, très peu d'études ont permis de comparer la posture d'enfants et d'adolescents avec et sans scoliose ou de caractériser les asymétries de la posture en fonction du type de scoliose ou de la position. Ces études démontrent que les enfants et adolescents avec une SI ont de plus grandes asymétries de la posture que leurs pairs sans scoliose en position debout (De la Huerta et coll., 1998; Leblanc et coll., 1998 ; Nault et coll. 2002; Zabjek et coll., 2005). Ces différences se situent au niveau de la position de la tête (plan sagittal), des épaules et des omoplates (plan frontal et transverse), du déjettement C7-S1 dans le plan sagittal et du bassin dans le plan frontal et transverse. Aucune de ces études n'a évalué la mesure du déjettement C7-S1 dans le plan frontal et la majorité des participants inclus dans ces études présentaient une

scoliose thoracique droite ou double majeure. Zabjek et coll. (2008) rapportent des différences significatives au niveau de l'alignement des ceintures scapulaire et pelvienne ainsi que du déjettement du tronc en fonction du type de courbure scoliotique. Dans le plan frontal, les courbures thoraco-lombaire gauche (ThLG) et double majeure (ThDLG) sont associées à un déjettement gauche du tronc et une bascule antihoraire du bassin plus marquée. Les courbures thoraciques droites (ThD) sont associées à un déjettement droit du tronc et une faible bascule antihoraire du bassin. Pour la ceinture scapulaire, les scolioses ThLG ont une bascule horaire des épaules et des omoplates et les scolioses ThD ont une bascule antihoraire des épaules et des omoplates. La position des épaules est moins bien caractérisée pour les courbures ThDLG. Dans le plan transverse, une rotation antihoraire du tronc est observée pour les courbures ThLG alors qu'une rotation horaire du tronc est associée aux SI ThD et ThDLG. La rotation des épaules est inférieure pour les courbures ThLG. Les participants avec une SI ThD et ThDLG présentent une rotation horaire des omoplates et une rotation antihoraire des épaules. Gram et Hasan (1999) rapportent également un plus grand déjettement du tronc pour les scolioses lombaires comparativement aux scolioses thoraciques dans les positions debout et assise.

1.1.6 Études comparatives des postures debout et assise

La posture assise suscite un intérêt grandissant en raison du nombre d'heures que les personnes passent dans cette position tant pour les activités scolaires, professionnelles que ludiques. Puisque la posture peut affecter le bien-être, la réalisation de gestes harmonieux et influencer la progression de la scoliose, il est recommandé d'évaluer la posture dans les deux positions debout et assise (Gram et Hasan, 1999; Souhard et Ollier, 2002; Sahrman, 2002; Kendall et coll., 2005).

À notre connaissance, très peu d'études ont comparé les postures debout et assise. Les études actuelles démontrent des différences entre les deux positions pour la

cinématique au tronc (Al-Eisa et coll., 2006), l'activité EMG (Gram et Hasan, 1999; O'Sullivan et coll., 2002; O'Sullivan et coll., 2006) et pour les mesures de quelques IP. Le mouvement d'inclinaison latérale au tronc est de plus grande amplitude en position debout, alors que la rotation du tronc est supérieure assis (Al-Eisa et coll., 2006). Al-Eisa et coll. (2006) indiquent qu'une bascule du bassin dans le plan frontal est associée à des asymétries des mouvements du tronc en position assise : au niveau thoracique et lombaire chez des adultes sans lombalgie et au niveau lombaire chez des adultes avec lombalgie. Gram et Hasan (1999) ont enregistré une plus grande activité EMG des muscles spinaux thoraciques et lombaires en position « assis érigée » qu'en position « debout confortable » chez des jeunes atteints d'une SI. Il semble que certaines fonctions soient également influencées par la posture. La posture « debout confortable » favorise une meilleure fonction respiratoire par rapport aux postures « assis confortable » et « assis membres inférieurs allongés » (Badr et coll., 2002). La mobilité de la flexion antérieure de l'épaule est améliorée en position « assis érigée » comparativement à la position « assis relaxe » (Bullock et coll., 2005).

Les différences entre les positions debout et assise (érigée, relaxe ou inclinée vers l'avant) ont été analysées seulement pour quelques IP. La position « assis érigée » augmente l'angle cranio-vertébral et diminue la cyphose thoracique par rapport à la position « assis relaxe » (Bullock et coll., 2005). La position de la tête dans le plan sagittal est stable peu importe le type de position assise et les régions cervicale et lombaire bougent dans des directions opposées (Black et coll., 1996). Smidt et coll. (1994) ont démontré une diminution de la lordose lombaire dans la position « assis érigée » comparativement à la position « debout confortable ». De leur côté, Link et coll. (1990) ont étudié la relation entre la courbure sagittale lombaire en position « debout relaxe » et « assis confortable » (chaise standard) et la souplesse musculaire des ischio-jambiers et des fléchisseurs de hanche. Ces auteurs rapportent une flexion de la région lombaire (cyphose) en position « assis confortable » et une extension (lordose) en position « debout relaxe ». La différence entre les résultats de cette étude en position assise et celles citées précédemment est possiblement attribuable au choix de la position

assise « confortable » dans cette études versus « érigée » dans les autres. Une corrélation positive significative a été trouvée entre la différence entre la lordose lombaire mesurée debout et assise et la souplesse des muscles fléchisseurs de hanche. Aucune corrélation significative n'est rapportée entre la souplesse des muscles ischio-jambiers et la différence entre la lordose lombaire debout et assis. Ces muscles sont habituellement mis en tension en position « assis membres inférieurs allongés » ou « debout penché » (Gajdosik et Lusin, 1983; Bohannon et coll., 1985; Jackson et Baker, 1986; Kippers et Parker, 1987; Gajdosik et coll., 1992; Souchard et Ollier, 2002; Baltaci et coll, 2003; Pilon et coll., 2004; Minarro et coll., 2007; Rodriguez et coll., 2008; Lopez Minarro et coll., 2009; Lopez Minarro et Alacid, 2009).

1.1.6.1 Comparaison de la posture debout et assise chez les personnes atteintes d'une scoliose idiopathique

Deux études ont permis de comparer la posture debout et assise auprès de jeunes atteints d'une SI en utilisant des systèmes d'analyse 3D de la posture (Smidt et coll., 1994; Gram et Hasan, 1999). Les positions étudiées concernent la position « debout confortable » et la position « assis érigée », « assis relaxe », « assis écriture » et « assis jambe croisée sur l'autre » (érigée ou relaxe). Smidt et coll. (1994) ont mesuré la courbure vertébrale lombaire dans les plans frontal et sagittal (angle lombaire frontal et lordose lombaire calculés entre T11, vertèbre lombaire la plus profonde et S2) auprès de onze participants présentant principalement une scoliose thoraco-lombaire et 20 participants sans scoliose. Gram et Hasan (1999) ont plutôt évalué le déjettement frontal et sagittal du tronc ainsi que l'angle de la scoliose 2D et 3D chez 19 participants présentant différents types de scoliose (thoracique, thoraco-lombaire, lombaire et double majeur). Les résultats de Smidt et coll. (1994) ne démontrent pas de différence significative entre la position debout et les différentes positions assises (« érigée ou relaxe pieds au sol, érigée ou relaxe jambes croisées ») pour l'angle lombaire frontal chez les jeunes avec et sans scoliose. La lordose lombaire est conservée mais diminuée en position « assis érigée » pieds au sol, comparativement à la position debout chez ces

deux groupes. Les positions « assis érigées » (pieds au sol ou jambes croisées) créent une cyphose au niveau lombaire chez les jeunes avec et sans scoliose. Par contre, les positions « assis relaxe » (pieds au sol ou jambes croisées) entraînent une cyphose lombaire chez les jeunes sans scoliose et une lordose lombaire chez les jeunes avec scoliose.

Quant aux données de Gram et Hasan (1999), elles indiquent que la position (soit debout ou assise) influence les mesures du déjettement frontal et sagittal et celles des angles de la scoliose (2D et 3D). Le déjettement frontal est plus marqué en position « assis écriture » pour les scolioses à courbure unique. Indépendamment du type de courbure, le déjettement sagittal du tronc est postérieur en position debout et antérieur dans toutes les positions assises. Concernant la mesure de l'angle de la scoliose 2D, aucune différence significative entre les positions n'a été rapportée. Cependant, Gram et Hasen (1999) observent une tendance dans les données de l'angle de la scoliose 2D. Cet angle est plus grand en position « assis érigée » par rapport aux positions debout, « assis relaxe » et « assis écriture » pour les scolioses ThD. Il est aussi plus grand en position debout et « assis érigée » pour les scolioses lombaires. L'angle de la scoliose 3D est significativement plus grand en position debout comparativement aux positions « assis érigée » et « assis relaxe », lorsque tous les types de scolioses sont analysés ensemble. La différence entre les positions debout et assises est toutefois plus grande pour les scolioses thoraciques.

En résumé, la posture idéale est définie en fonction du passage de la ligne de gravité et a comme objectif de minimiser les contraintes articulaires et l'activité musculaire. Les déviations par rapport à cette ligne de gravité permettent de décrire différents types de postures anormales. Bien qu'il existe une certaine variabilité de la posture chez les personnes sans pathologie, celles atteintes d'une SI présentent de plus grandes asymétries de la posture. Certaines de ces asymétries sont influencées par le type de scoliose ou par la position debout et assise.

1.2 La scoliose idiopathique

1.2.1 Définition

La scoliose idiopathique (SI) est une déformation 3D du rachis apparaissant et évoluant pendant la période de croissance (Guillaumat et coll., 1991). La SI est caractérisée à l'examen clinique et radiologique par une déviation latérale de la colonne vertébrale, une rotation vertébrale et une déformation du thorax se manifestant par une gibbosité (Guillaumat et coll., 1991). Des modifications des courbures vertébrales sagittales sont couramment observées (DeMauroy, 1996). La SI est plus fréquemment rencontrée chez les filles (80 à 90% des cas; Weinstein, 2001). La SI diffère de l'attitude scoliotique (scoliose posturale). Contrairement à la SI qui ne peut être complètement réduite, l'attitude scoliotique est complètement réductible lors de clichés radiographiques pris en position couchée (De Mauroy, 1996; Guillaumat et coll., 1991).

Le diagnostic de scoliose est émis lorsque la courbure vertébrale d'au moins 10°, est mesurée par la technique de l'angle de Cobb sur une radiographie postéro-antérieure prise debout. Selon ce critère, la prévalence de la SI de l'adolescent est de 2.0 à 3%, et environ 10% de ces adolescents nécessitent un traitement conservateur ou chirurgical. (Weinstein, 2001).

1.2.2 Mesures radiologiques de la scoliose

1.2.2.1 Méthode de l'angle de Cobb

L'angle de Cobb est la mesure radiologique utilisée pour quantifier la sévérité de la scoliose dans le plan frontal et sagittal (Bunnel, 1986; Duval-Beaupère et Lamirau, 1985; Lonstein et Carlson, 1984; Peterson et coll, 1995; Mior et coll., 1996; Weinstein, 2001; Lenke et coll., 2002; Kuklo et coll., 2006). Pour obtenir cette mesure dans le plan

frontal (Figure 1.4B), une première ligne est tracée parallèlement au plateau vertébral supérieur de la vertèbre limite supérieure et une deuxième ligne est tracée parallèlement au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. À partir de ces deux lignes, une ligne perpendiculaire est tracée. Le croisement de ces deux lignes perpendiculaires forme l'angle de Cobb (Cobb, 1948). L'angle de Cobb est également utilisé pour mesurer l'importance des courbures vertébrales (cyphose et lordose) dans le plan sagittal (Bunnel, 1986; Lenke et coll., 2002; Propst-Proctor et Bleck, 1983).

1.2.2.2 Méthode de l'angle de Ferguson

La mesure de l'angle de Ferguson est plus rarement utilisée pour quantifier la scoliose dans le plan frontal. Toutefois, certains auteurs mentionnent que cette méthode est un meilleur indicateur de la sévérité d'une courbure scoliotique non opérée, puisqu'elle tient compte du déplacement de la vertèbre apicale (Diab et coll., 1995; Stokes et coll., 1993). Cependant, cette mesure est moins précise pour les scolioses supérieures à 50° et ne peut servir à mesurer les scolioses opérées. Pour obtenir cette mesure (Figure 1.4A), le centre de chacune des vertèbres limites supérieure (VLS), inférieure (VLI) et apicale est déterminé. Par la suite, une première ligne est tracée entre le centre de la VLS et la vertèbre apicale et une deuxième, entre cette dernière et la VLI. L'angle de Ferguson correspond à l'angle obtenu par le croisement de ces lignes (Figure 1.4A). Cet angle présente une bonne corrélation avec l'angle de Cobb ($R^2=0.98$) et sa valeur est habituellement inférieure à celle de l'angle de Cobb (Stokes et coll., 1993).

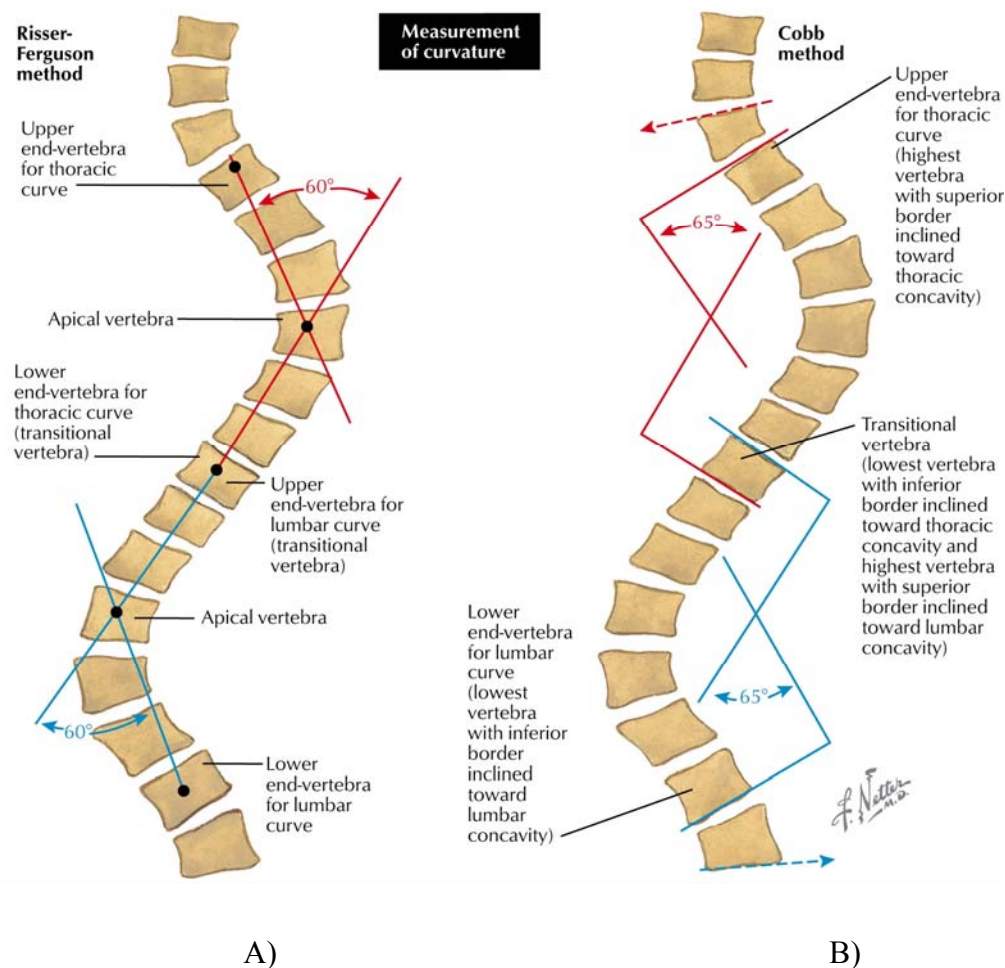


Figure 1.4 A) Mesure de l'angle de Ferguson, B) Mesure de l'angle de Cobb. Reproduit avec permission de Netter Anatomy Illustration Collection, © Elsevier Inc. Tous droits réservés.

1.2.3 Classification de la scoliose

La classification de la scoliose est présentée selon l'âge d'apparition et selon la topographie de la déformation (Lenke et coll., 2001; Guillaumat et coll., 1991; King et coll., 1983). Par convention, le sens de la courbure est donné par la convexité et la sévérité selon l'importance de l'angle de Cobb.

La classification selon l'âge se divise en trois catégories principales : 1) la scoliose infantile qui apparaît avant l'âge de trois ans; 2) la scoliose juvénile, entre 3 et 10 ans et 3) la scoliose idiopathique de l'adolescent après 10 ans, jusqu'à la fin de la croissance osseuse (définition de la « Scoliosis Research Society »). Les scolioses sont également décrites selon la topographie de la déformation et le nombre de courbures (Dangerfield, 2003). Il existe différentes classifications dont la classification de King des scolioses thoraciques (King et coll., 1983), la classification de Ponseti et Friedman, complétée par Nash et Moe qui tient compte de la vertèbre sommet (Ponseti et Friedman, 1950; Nash et Moe, 1969) et la classification de Lenke (Lenke et coll., 2001a; Ogon et coll., 2002; Puno et coll., 2003). La classification de Lenke est actuellement utilisée par les chirurgiens orthopédistes (Lenke et coll., 2001). Cette classification tient compte de trois composantes : le type (selon la vertèbre sommet) et le nombre de courbures, la modification au niveau lombaire et le profil vertébral sagittal (normal ou diminué). Cette classification permet de définir six types de scoliose et sert à déterminer la région vertébrale à instrumenter et à fusionner lors de la chirurgie.

Ces classifications (King, Ponseti et Friedman et Lenke) permettent d'identifier différents types de scoliose. Selon Guillaumat et coll. (1991), les scolioses doubles majeures seraient les plus fréquentes (30%), suivi des scolioses thoraciques (25%), des scolioses lombaires (25%) et des scolioses thoraco-lombaires (20%).

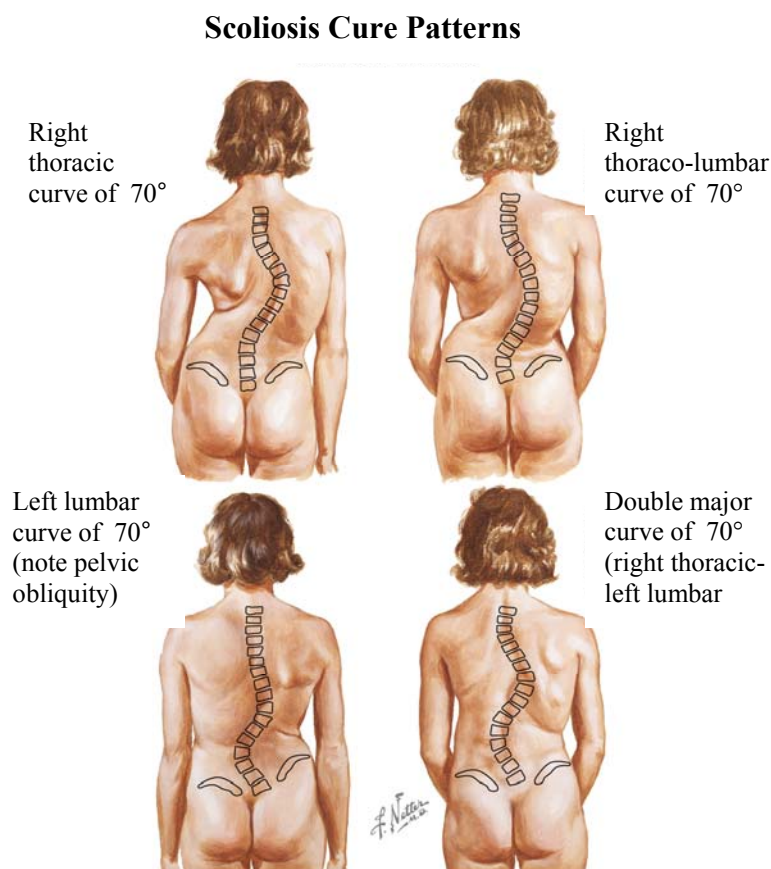


Figure 1.5 Différents types de scoliose (Thoracique, Thoraco-lombaire, lombaire et double majeure). Reproduit avec permission de Netter Anatomy Illustration Collection, © Elsevier Inc. Tous droits réservés.

1.2.4 Étiologie et mécanisme d'aggravation de la scoliose idiopathique

L'étiologie et le mécanisme d'aggravation de la SI s'avèrent encore mal compris. Plusieurs facteurs sont impliqués tels que l'hérédité, les fonctions organiques (hormonales, endocriniennes et neurologiques), les structures anatomiques (muscles et os), les facteurs biomécaniques (posture) et la croissance (Lowe et coll., 2000; Parent et coll., 2005; Kouwenhoven et Castelein, 2008; Burwell et coll., 2009). Bien que plusieurs

gènes semblent associés à la SI, les études demeurent contradictoires et peu concluantes (Justice et coll., 2003; Miller et coll., 2005; Alden et coll., 2006; Marosy et coll., 2006). Kouwenhoven et Castelein (2008) mentionnent que les prédispositions génétiques ne peuvent expliquer à elles seules la progression de la scoliose puisque certaines scolioses familiales ne présentent pas le même caractère évolutif. Plusieurs auteurs émettent plutôt l'hypothèse d'une atteinte initiale au niveau du système nerveux central (SNC) ou d'une dysfonction de la signalisation de la mélatonine qui pourraient être responsables du développement de la SI (Herman et coll., 1985; Geisselle et coll., 1991; Maguire et coll., 1993; Veldhuisen et coll., 2000; Moreau et coll., 2004; Smania et al., 2008; Burwell et coll., 2009; Domenech et coll., 2010; Akoumé et coll., 2009). Par la suite, des facteurs biomécaniques favoriseraient l'aggravation de la scoliose, lors des poussées de croissance (Haderspeck et Schultz, 1981; Reuber et coll., 1983; Burwell et coll., 1992; Perdriolle et coll., 1993; Veldhuisen et coll., 2000; Burwell et coll., 2009).

1.2.4.1 Stade initial : développement de la scoliose idiopathique

1.2.4.1.1 Atteintes au niveau du système nerveux central

En utilisant la résonance magnétique, Geissele et coll. (1991) ont trouvé des asymétries des faisceaux corticospinaux au niveau du tronc cérébral, chez 26% des enfants avec une SI. Cette structure joue un rôle important pour l'intégration des fonctions visuelle, vestibulaire et proprioceptive ainsi que pour le fonctionnement du système musculaire axial (Herman et coll., 1985; Detrakis, 2002). De plus, le tronc cérébral ainsi que le cortex pariétal assurent la construction de la perception du schéma corporel par l'intégration des informations provenant des systèmes visuel, vestibulaire et proprioceptif (Haggard et coll., 2003). Selon Herman et coll. (1985) ainsi qu'Allard et coll. (2004) une construction erronée du schéma corporel pourrait favoriser l'adoption de nouvelles stratégies d'équilibration (fonction vestibulaire et contrôle de la musculature axiale) chez les jeunes atteints d'une SI. Selon Hoogmartens et Basmajian

(1976), les centres supérieurs (formation réticulée, cervelet, cortex sensorimoteur) jouent un rôle au niveau de l'excitabilité des fuseaux neuromusculaires via les faisceaux réticulospinaux. Une atteinte de ces structures cérébrales peut expliquer un fonctionnement anormal des fuseaux neuromusculaires chez ces jeunes (Hoogmartens et Basmajian, 1976 ; Shimode et coll., 2003).

1.2.4.1.2 Dysfonction de la signalisation de la mélatonine

Les études récentes ont permis de mettre en évidence un lien entre le développement d'une SI et une dysfonction au niveau de la signalisation de la mélatonine (Moreau et coll., 2004, Acaroglu et coll., 2009 ; Akoumé et coll., 2009). Moreau et coll. (2004) ont démontré une dysfonction de la signalisation de la mélatonine au niveau des cellules osseuses (ostéoblastes) chez les jeunes présentant une SI. Acaroglu et coll. (2009) rapportent également des déficiences dans la modulation des échanges au niveau des cellules des muscles spinaux (calcium-calmodium) chez ces jeunes. Le niveau de calmodulin est plus élevé au niveau des muscles spinaux du côté de la convexité de la courbure. Conséquemment, les propriétés intrinsèques des structures musculaires et osseuses pourraient être affectées par une dysfonction de la signalisation de la mélatonine. Cette atteinte est susceptible d'expliquer la présence d'ostéopénie souvent rapportée chez ces jeunes (Cheng et coll., 1999 ; Cheng et coll., 2001 ; Hung et coll., 2005a ; Hung et coll., 2005b ; Cheung et coll., 2006) et les asymétries au niveau de la composition des types de fibres des muscles spinaux (Yarom et Robin, 1979 ; Bylund et coll., 1987; Meier et coll., 1997; Mannion et coll., 1998 ; Ng et coll., 1998). L'asymétrie musculaire qui en résulte peut affecter le contrôle axial du tronc et provoquer des changements au niveau de la posture et du contrôle postural (Herman et coll., 1985). De plus, les modifications de la structure osseuse peuvent diminuer sa résistance et contribuer aux asymétries de la posture.

1.2.4.2 Stade d'aggravation de la scoliose

1.2.4.2.1 Facteurs biomécaniques

L'aggravation de la scoliose est associée à plusieurs facteurs biomécaniques tels que l'alignement postural, les propriétés musculaires et osseuses et le chargement asymétrique au niveau de la colonne vertébrale (Haderspeck et Schultz, 1981; Reuber et coll., 1983; Burwell et coll., 1992; Perdriolle et coll., 1993; Cheng et coll., 1999; Wever et coll., 1999; Lowe et coll., 2000; Veldhuisen et coll., 2000; Villemure et coll., 2004). L'enfant qui a une SI a de plus grandes asymétries de la posture que l'enfant sain (Leblanc et coll., 1998 ; Nault et coll., 2002; Zabjek et coll., 2005). Ces asymétries posturales sont inhérentes à la scoliose qui perturbe l'alignement du tronc. La modification de l'alignement du tronc est occasionnée par les muscles spinaux concaves profonds qui, par leur physiologie, vont initier l'inclinaison, la rotation et l'extension de la colonne vertébrale perturbant ainsi l'équilibre du rachis (Miramand, 1991; Souchard et Ollier, 2002). L'augmentation du tonus des muscles spinaux concaves et les asymétries de longueur des muscles du tronc et du bassin provoquent des modifications de leur action musculaire, laquelle favorise un cercle vicieux d'aggravation lors de mouvements et lors de la croissance (Burwell et coll., 1992; Haderspeck et Schultz, 1981 ; Trontelj et coll., 1979 ; Veldhuisen et coll., 2000 ; Burwell et coll., 2009). Selon Burwell et coll. (1992 ; 2009), la modification de la posture du tronc crée un chargement asymétrique au niveau concave et postérieur de la colonne induisant une asymétrie de pression sur les plaques de croissance. Par la suite, l'effet de la gravité, de la croissance et des propriétés intrinsèques de l'os (ostéopénie) va affecter le modelage osseux (Cheng et coll., 1999). Le modelage osseux respecte les lois de Hueter et Volkmann. Un accroissement de pression sur la plaque de croissance engendre une réduction de croissance, alors qu'une diminution de pression entraîne une augmentation de croissance (Burwell et coll., 1992; Stokes et Gardner-Morse, 2004 ; Huynh et coll., 2007 ; Burwell et coll., 2009). Perdriolle et coll. (1993) croient également que la déformation des vertèbres est secondaire aux facteurs biomécaniques, tel que l'asymétrie de tension

musculaire. Selon Souchard et Ollier (2002), la participation des muscles spinaux superficiels convexes (sacro-lombaire et long dorsal), de par leur physiologie musculaire, va favoriser l'aggravation de la composante rotatoire du corps vertébral vers la convexité ainsi que la composante d'extension du tronc, contribuant, par le fait même, à l'aggravation de la scoliose.

1.2.4.2.2 Effet de la croissance

Le risque de progression de la scoliose est plus élevé en période de croissance (Diméglio, 1996; Wever et coll., 2000; Lowe et coll., 2000; Veldhuisen et coll., 2000; Cheung et coll., 2004; Charles et coll., 2006). Les facteurs neuromusculaires et biomécaniques vont favoriser l'aggravation de la scoliose sous l'influence d'une croissance accélérée (Reuber et coll., 1983; Duval-Beaupère et Lamirau, 1985; Wever et coll., 2000; Souchard et Ollier, 2002). Wever et coll. (2000) ont démontré une relation entre l'aggravation de la scoliose et une vitesse de croissance > 10 mm par année. Il est possible que les capacités contractiles des muscles lors de poussées de croissance plus rapide soient affectées, d'une part, par des modifications au niveau du tonus musculaire (hypersensibilité des fuseaux neuromusculaires) et, d'autre part, par des déficiences dans la modulation des échanges au niveau des cellules musculaires (calcium-calmodium) (Hoogmartens et Basmajian, 1976; Porter, 2001; Acaroglu et coll., 2009). Les asymétries de tension musculaire associées aux poussées de croissance aggravent la posture au tronc (extension, inclinaison latérale et rotation). Ce changement postural perturbe l'équilibre des forces mécaniques au tronc et, tel que déjà mentionné, engendre le cercle vicieux d'aggravation de la scoliose par les asymétries de chargement au niveau des plaques de croissance (Burwell et coll., 1992; Wever et coll., 1999; Porter, 2001, Castelein et coll., 2005; Huynh et coll., 2007; Burwell et coll., 2009).

La période de croissance affecte également la stabilité posturale chez l'adolescent. Selon Wescott et coll. (1997), les altérations biomécaniques rapides qui surviennent lors des poussées de croissance occasionnent de plus grandes instabilités

posturales. Les changements morphologiques importants lors de la puberté affectent également le schéma corporel et sont associés à une plus grande difficulté à stabiliser le bassin dans l'espace rendant possiblement les adolescents plus dépendants de la vision pour le contrôle postural que les jeunes adultes (Assiante et coll., 2005). Assiante et coll. (2005) observent chez les adolescents sains une négligence transitoire de la fonction proprioceptive dans le processus d'intégration sensorielle du contrôle postural. Des changements biomécaniques plus importants inhérents à la scoliose et aux poussées de croissance peuvent donc être responsables des difficultés proprioceptives dans le maintien du contrôle postural et non la cause, tel que le supposent Simoneau et coll. (2006a ; 2006b). Les études de Gauchard et coll. (2001) et Mirovski et coll. (2006) corroborent cette hypothèse.

1.2.4.3 Facteurs à risque d'aggravation de la scoliose

Les données de la littérature permettent de déterminer les facteurs à risque d'aggravation de la scoliose (Tableau 2). Ces facteurs sont : la présence d'antécédents familiaux, l'âge chronologique, la sévérité de la scoliose (angle de Cobb), la vitesse de croissance et la puberté, la laxité ligamentaire, le niveau de maturité osseuse (indice de Risser), la rotation vertébrale, le type de courbure scoliotique, le déjettement C7-S1 du tronc et la présence de modification des courbures vertébrales sagittales physiologiques. D'autres facteurs sont susceptibles de contribuer au risque de progression de la scoliose : inégalité de longueur des membres inférieurs, anomalie osseuse, douleur. L'analyse de ces facteurs et du potentiel résiduel de croissance permettent de rendre compte du risque évolutif de la scoliose et de justifier une prise en charge précoce (Souhard et Ollier, 2002). Un nouveau test fonctionnel sanguin est actuellement à l'étude (Akoumé et coll., 2009). Ce test pourrait éventuellement permettre de discriminer les jeunes à risque de progression et favoriser la mise en place d'un protocole d'intervention thérapeutique précoce.

Tableau 2 Facteurs à risque de progression de la scoliose

Facteurs	Références
Antécédents familiaux	Lowe et coll., 2000; Justice et coll., 2003; Parent et coll., 2005
Âge chronologique : < à 14 ans	Lonstein et Carlson, 1984; Duval-Beaupère et Lamirau, 1985; Bunnell, 1986; Yamauchi et coll., 1988; Charles et coll., 2006
Angulation (Cobb) : \geq à 20°	Duval-Beaupère et Lamirau, 1985; Bunnell, 1986; Yamauchi et coll., 1988; Charles et coll., 2006
Croissance Puberté : Phase ascendante Vitesse de croissance : rapide	Duval-Beaupère et Lamirau, 1985; Bunnell, 1986; Diméglio, 1996; Wever et coll., 2000; Cheung et coll., 2004; Charles et coll., 2006
Laxité ligamentaire	Reuber et coll., 1883; Fernandez-Bermejo et coll., 1993; Souchard et Ollier, 2002
Âge osseux (Risser) : < à 3	Lonstein et Carlson, 1984; Bunnell, 1986; Yamauchi et coll., 1988), la rotation vertébrale (Perdriolle et Vidal, 1985; Yamauchi et coll., 1988
Rotation vertébrale	Perdriolle et Vidal, 1985; Yamauchi et al., 1988
Type de courbure scoliotique: Scoliose thoracique ou double majeure	Lonstein et Carlson, 1984; Bunnell, 1986; Gauillaumat et coll., 1991; Duval-Beaupère et Lamirau, 1985; Charles et coll., 2006
Scoliose déséquilibrée Déjettement C7/S1: Fil à plomb: \geq à 1cm Effacement des courbures physiologiques sagittales	Reuber et coll., 1983; Haderspeck et Schultz, 1981; Yamauchi et coll., 1988; Veldhuizen et coll., 2000; Souchard et Ollier, 2002 Miramand, 1991; DeMauroy, 1996; Souchard et Ollier, 2002
Les problèmes superposés Inégalité de longueur membres inférieurs; déformation de la vertèbre; douleur	Perdiolle et coll., 1993; Guillaumat et coll., 1991; Souchard et Ollier, 2002; Driscoll et coll., 2009

1.2.5 Déficiences, incapacités et limitations fonctionnelles chez les personnes atteintes d'une SI

Les déficiences associées à la SI les plus susceptibles d'affecter la posture concernent les déficiences des structures osseuses (Cheng et coll., 1999; Wever et coll., 1999; Veldhuizen et coll., 2000), musculaires (fuseaux neuromusculaires, compositions du type de fibres) (Hoogmartens et Basmajian, 1976; Trontelj et Dimitrijevic, 1979; Zetterberg et coll., 1983; Bylund et coll., 1987; Meier et coll., 1997; Mannion et coll., 1998) et articulaires (DeMauroy, 1996; Vanderhaegen, 2000), celles liées au mouvement (diminution de la mobilité rachidienne) (Poussa et Mellin, 1992; Filipovic et Viskic-Stalec, 2006), ainsi que les atteintes des fonctions musculaires (Zetterberg et coll., 1984; Reuber et coll., 1983; Estenne et coll., 1998; Ciolofan, 2002; Shimode et coll., 2003; Cheung et coll., 2005; Danielsson et coll., 2006), respiratoires (fonction vitale et endurance) (Goldberg et coll., 2003; Newton et coll., 2005; Alves et Avanzi, 2009) et sensorielles (Yekutieli et coll., 1981; Barrack et coll., 1984; Keessen et coll., 1992; Byl et coll., 1997; Nault et coll., 2002; Simoneau et coll., 2006a; Simoneau et coll., 2006b). Ces déficiences entraînent des incapacités au niveau du maintien de la posture et du contrôle postural (Chen et coll., 1998; Gauchard et coll., 2001; Nault et coll., 2002; Allard et coll., 2004; Zabjek et coll., 2005; Filipovic et Viskic-Stalec, 2006; Simoneau et coll., 2006a; Simoneau et coll., 2006b). Plusieurs auteurs considèrent que ces incapacités peuvent affecter certaines activités fonctionnelles comme le port de sac à dos (Chow et coll., 2006), la locomotion (Giakas et coll., 1996; Kramers-de Quervain et coll., 2004; Mahaudens et coll., 2005; Bruyneel et coll., 2008a; Bruyneel et coll., 2008b; Mahaudens et coll., 2009) et les activités sportives et ludiques (Goldberg et coll., 1994; Danielsson et coll., 2001; Wong et Liu, 2003).

Les études qui s'intéressent aux répercussions de la SI sur la qualité de vie, la fonction et la participation montrent des résultats contradictoires (Goldberg et coll., 1994; Fanuele et coll., 2000; Freidel et coll., 2002; Danielsson et coll., 2001; Danielsson et coll., 2003a, 2003b; Asher et coll., 2004; Danielsson et coll., 2006; Haefeli et coll.,

2006; Weinstein, 2008). Ces résultats semblent dépendre de facteurs individuels et de la nature du traitement (aucun versus corset versus chirurgie) (Climent et coll., 1999; Lindeman et Behm, 1999; Danielsson et coll., 2001; Ugwonalie et coll., 2004; Danielson et coll., 2006; Pham et coll., 2008; Weinstein, 2008; Rivett et coll., 2009; Kelly et coll., 2010). Le modèle proposé par la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (Organisation mondiale de la santé, 2000) met en évidence l'importance de facteurs personnels (attributs personnels) et environnementaux (support familial, des pairs, etc.) pouvant occasionner un trouble d'adaptation et limiter la participation sociale (Figure 1.6).

À l'adolescence, l'apparence physique est fortement investie et l'adolescent se montre particulièrement sensible aux jugements de ses pairs (Hargreaves et Tiggemann, 2002; Lev-Wiesel et coll., 2006; Brinol et coll., 2009). À cet âge, un jugement négatif sur son apparence peut avoir un impact majeur sur sa participation sociale et compromettre l'acceptation par les pairs (MacLean et coll., 1989; Sapountzi-Krepia et coll., 2001; Hargreaves et Tiggemann, 2002; Shroff et Thompson, 2006). Les déformations morphologiques associées à la SI et le port d'un corset affectent l'apparence générale et compliquent le processus de socialisation (MacLean et coll., 1989; Lindeman et Behm, 1999). Conséquemment, l'estime de soi de certains jeunes peut être affecté et des difficultés psychologiques peuvent expliquer leur manque de collaboration au traitement et nuire à leur intégration sociale (activités sportives et sociales) (MacLean et coll., 1989; Danielsson et coll., 2001; Wong et Liu, 2003). Contrairement à l'aspect psychologique, la douleur apparaît rarement une source d'invalidité chez l'adolescent ayant une SI. Ramirez et coll. (1997) ainsi que Widhe (2001) rapportent une prévalence de la douleur au dos similaire à la population saine du même âge soit environ 30% en utilisant un questionnaire. De leur côté, Joncas et coll. (1996) ont trouvé une fréquence de maux de dos plus élevée chez les jeunes atteints d'une SI (54%) en utilisant une échelle visuelle analogue. Les douleurs ne sont pas associées à la sévérité de la scoliose mais sont davantage liées à l'obliquité du bassin dans le plan frontal (Joncas et coll., 1996).

À l'âge adulte, des douleurs au dos, des problèmes cardio-pulmonaires et des préoccupations psychologiques associées à la progression de la scoliose peuvent limiter la participation à des activités sportives ou ludiques (Goldberg et coll., 1994; Newton et coll., 2005; Weinstein, 2008; Alves et Avanzi, 2009). Cette progression peut causer de la dégénérescence arthrosique, les dislocations latérales ou rotatoires, les compressions médullaires, les rachialgies, les troubles respiratoires et les troubles cardiaques et entraîner des incapacités fonctionnelles chez l'adulte (Vanderhaege, 2000). La sévérité et la persistance de la douleur sont plus importantes chez l'adulte avec SI (37%) que chez l'adulte ne présentant pas de déformation du rachis (25%) (Weinstein, 2001). Weinstein (2001) rapporte une prévalence plus élevée de lombalgies chroniques (61%) chez l'adulte avec une SI, comparativement au groupe contrôle (35%). Selon Golberg et coll. (1994), les douleurs plus sévères, chez l'adulte avec une SI, pourraient expliquer une plus grande limitation dans les activités physiques pour ce groupe. Au niveau cardio-pulmonaire, une diminution de la capacité vitale ou un souffle court sont davantage observés chez les personnes qui ont des courbures thoraciques supérieures à 50° (Newton et coll., 2005; Weinstein, 2008; Alves et Avanzi, 2009). Ces incapacités sont souvent associées à une diminution marquée de la cyphose thoracique physiologique (Newton et coll., 2005; Weinstein, 2008).

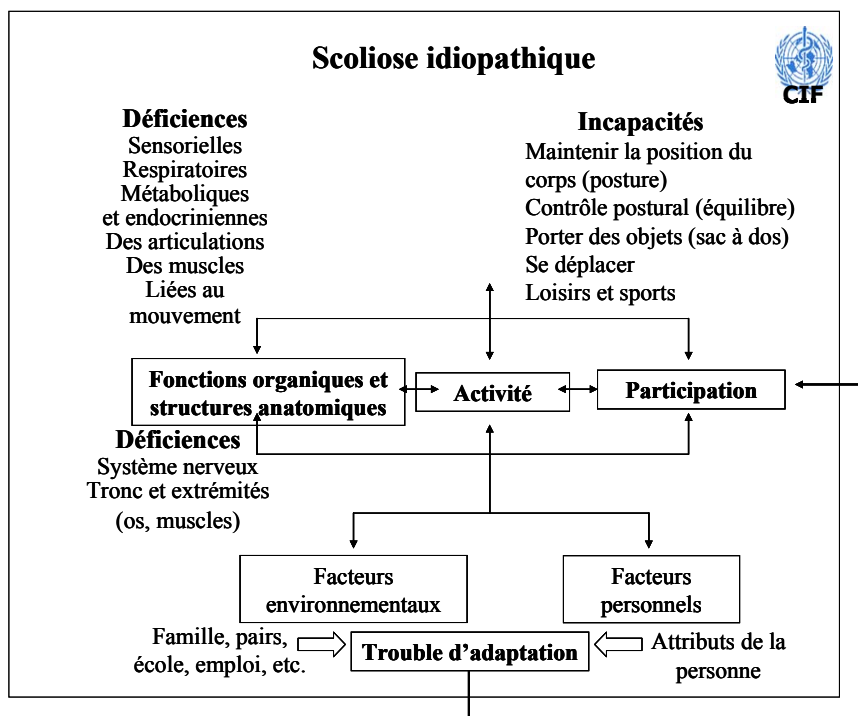


Figure 1.6 Résumé selon le modèle de la CIF, des déficiences, incapacités et facteurs personnels et environnementaux pouvant limiter la participation sociale chez les personnes atteintes d'une SI.

1.2.6 Évaluation et suivi des enfants et adolescents présentant une SI

1.2.6.1 Bilan radiologique

Le bilan radiologique usuel consiste en radiographies dans le plan frontal (vue postéro-antérieure) et sagittal. Ces différentes vues permettent de poser le diagnostic de la scoliose, d'en apprécier la sévérité et offrent la possibilité d'effectuer des reconstructions 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. La visualisation des crêtes iliaques sur une radiographie coronale permet également de vérifier le degré de maturité osseuse par l'indice de Risser (Guillaumat et coll., 1991). Une radiographie de la main et du poignet gauche sert également à déterminer l'âge osseux avec une plus

grande précision (d'après l'Atlas de Greulich et Pyle) surtout chez les enfants pré-pubertaires (Guillaumat et coll., 1991; Bull et coll., 1999; Thodberg, 2009). Les radiographies ainsi que la tomodensitométrie peuvent également contribuer à vérifier la présence de toute anomalie osseuse susceptible d'être à l'origine de la scoliose (Guillaumat et coll., 1991; Schmitz et coll., 2001; Khanna, 2009). De plus, le bilan radiologique peut permettre de déceler certaines asymétries structurales, telles que les déformations au niveau des vertèbres, du thorax, du bassin et de l'angle cervico-diaphysaire du fémur (Guillaumat et coll., 1991; Legaye et Jacqmin, 1998; Wever et coll., 1999). Le bilan radiologique est effectué aux quatre à six mois. Le nouveau système radiographique EOS à basse dose d'irradiations utilisé au CHU Sainte-Justine permet la reconstruction 3D d'un ou plusieurs segments corporels en utilisant des photographies numériques bi-planaires prises simultanément (Dumas et coll., 2005).

1.2.6.2 Bilan clinique

Le bilan clinique comprend l'interrogatoire, l'évaluation de la posture statique et dynamique, de la souplesse et de la force musculaire, ainsi que des fonctions respiratoire, d'équilibre et de locomotion (Guillaumat et coll., 1991; DeMauroy, 1996). Les physiothérapeutes formés selon l'approche de rééducation posturale globale (RPG – Souchard, 1981, 2002) divisent l'évaluation de la posture en trois parties. La première partie se nomme « la photographie générale ». Elle contribue à l'identification du type morphologique de la personne, antérieur, postérieur ou mixte. Le type antérieur présente une exagération des courbures vertébrales sagittales, un enroulement des épaules et un valgus des membres inférieurs. Le type postérieur montre une diminution des courbures vertébrales sagittales, des épaules élevées et un varus des membres inférieurs. Le type mixte possède des caractéristiques inhérentes aux deux types précédents. La seconde partie est appelée « examen des rétractions ». Cette évaluation posturale est basée sur l'observation d'asymétries de la posture en position debout. Le physiothérapeute associe le ou les muscles (antérieurs ou postérieurs) potentiellement responsables des asymétries observées. La troisième partie de cette évaluation, « la rééquilibration », est associée à la

possibilité de correction des asymétries de la posture. Le physiothérapeute vérifie l'impact des corrections posturales segmentaires sur la scoliose. Cette partie d'évaluation sert également à comparer les défauts de la posture en position debout et assise et l'impact de la position sur la scoliose. Il existe trois niveaux de cotation : compensation légère (+), compensation modérée à sévère (++) et douleur ou impossibilité de corriger (+++). Le bilan clinique guide le physiothérapeute dans la sélection des postures d'étirement et des exercices d'intégration sensorielle pour la correction de la posture debout et/ou assise. Le bilan clinique est complété par d'autres mesures objectives telles que le déjettement du tronc dans les plans frontal et sagittal (fil à plomb); la gibbosité (scoliomètre) et la taille en position assise et debout pour déterminer la vitesse de croissance (Guillaumat et coll., 1991; Murrell et coll., 1993; De Mauroy, 1996; Burwell et coll., 2002).

1.2.6.3 Suivi et approches thérapeutiques

Le suivi thérapeutique de l'enfant ou de l'adolescent ayant une SI varie en fonction de la sévérité de la scoliose et de son potentiel évolutif (Wiley et coll., 2000). L'enfant ou l'adolescent est habituellement suivi sous forme de contrôle (observations) aux 4 à 6 mois. Les approches thérapeutiques proposées sont le traitement conservateur (physiothérapie et/ou corset) ou la chirurgie correctrice lorsque la scoliose est importante. Un traitement conservateur sera habituellement prescrit chez un jeune en croissance qui présente une scoliose supérieure à 20° - 25° ayant démontré une progression de 5° lors d'une radiographie subséquente (4 à 6 mois) (Korovessis et coll., 2000).

1.2.6.3.1 Traitement conservateur

Le but du traitement conservateur (physiothérapie et/ou corset) est d'éviter la progression de la scoliose (Mollon et Rodot, 1986; Byl et coll., 1997; Korovessis et coll., 2000; Souchard et Ollier, 2002; Wong et Liu, 2003; Negrini et coll., 2008; Weinstein, 2008). La physiothérapie seule est préconisée pour les scolioses mineures ($\leq 25^\circ$).

Lorsque la scoliose est modérée (25° à 45°), des déformations au niveau de la vertèbre sont observées et peuvent contribuer à la progression de la scoliose et ce, de façon plus marquée sous l'influence de la croissance (Perdriolle et coll., 1993; Wever et coll., 1999; Huynh et coll., 2007; Sylvestre et coll., 2007; Driscoll et coll., 2009). Le port du corset s'avère donc indiqué pour maintenir un meilleur alignement des vertèbres favorisant ainsi une redistribution plus symétrique de la pression au niveau des plaques de croissance (Veldhuizen et al., 2002; Wong et Liu, 2003). L'approche conservatrice ne fait cependant pas l'objet d'un consensus et n'a pas, selon Weinstein (2008), démontré son efficacité pour réduire le risque de progression de la scoliose, les déformations morphologiques ou l'incidence de chirurgie. Les données contradictoires concernant l'efficacité de la physiothérapie et le port du corset peuvent être attribuables à la variabilité des approches thérapeutiques, à la qualité des études, à la durée et à la collaboration du jeune au traitement proposé ainsi qu'aux outils de mesure disponibles pour évaluer l'effet du traitement (Hawes, 2003; Wong et Liu, 2003; Lenssinck et coll., 2005; Negrini et coll., 2008). Mollon et Rodot (1986) ont démontré que 62.5% des patients traités en physiothérapie pendant environ trois ans ont eu une amélioration ou une stabilité de la courbure scoliotique (angle de Cobb moyen, initial : 17° et final : 18.5°) contre 20% pour le groupe non traité (angle de Cobb moyen, initial : 13° et final : 23.2°) pour des scoliose dites mineures inférieures ou égales à 33°. Ces auteurs concluent que la physiothérapie doit être considérée comme un moyen thérapeutique efficace, parmi d'autres, pour freiner l'aggravation d'une scoliose structurale mineure évolutive, en autant que l'approche utilisée favorise une rééquilibration morphologique globale, développe les fonctions d'équilibration et permette l'intégration neuro-motrice d'une image corporelle corrigée.

En ce qui concerne l'efficacité du traitement par corset, différents auteurs (Emans et coll., 1986; Nachemson et coll., 1995; Fernandez-Feliberti et coll., 1995; Wiley et coll., 2000; Korovessis et coll., 2000) mentionnent qu'il influence favorablement l'histoire naturelle de la scoliose en limitant son aggravation et le taux de chirurgie lorsque le corset corrige 30 à 50% de la courbure initiale. Peu d'études

indiquent cependant le pourcentage initial de correction de la courbure scoliothique dans le corset, la tension nécessaire devant être appliquée sur la cage thoracique pour obtenir une telle correction et la collaboration du jeune au port du corset (Aubin et coll., 1999; Wong et Lu, 2003; MacThiong et coll., 2004; Clin et coll., 2010). Plusieurs auteurs (Emans et coll., 1986; Nachemson et coll., 1995; Fernandez-Feliberti et coll., 1995; Wiley et coll., 2000; Korovessis et coll., 2000) mentionnent également que la correction angulaire dans le corset n'est pas permanente et que l'angle de Cobb revient à sa valeur initiale pré-traitement avec le temps (en moyenne 3.5 ans après l'ablation du corset). Ces données mettent en évidence que le corset ne corrige pas la posture, son objectif étant plutôt de réaligner la colonne vertébrale. Certains auteurs ont notamment souligné la présence de compensations de la posture du tronc lors du port du corset (diminution de la cyphose thoracique, déjettement antérieur du tronc, modification de la position de la ceinture scapulaire, etc.) (Ollier, 1989; Labelle et coll., 1996; Souchard et Ollier, 2002). Ces observations incitent Souchard et Ollier (2002) à proposer l'ajout d'une approche de rééducation de la posture pour minimiser les compensations de la posture associées au port du corset et favoriser une meilleure correction de la posture à long terme.

La seule mesure actuellement reconnue pour déterminer l'efficacité du traitement conservateur est la mesure radiologique de l'angle de Cobb. Une différence angulaire de plus de 5° est habituellement nécessaire pour que les chirurgiens orthopédistes considèrent un changement de la courbure scoliothique, compte tenu de l'erreur associée à cette mesure (Diab et coll., 1995; Mior et coll., 1996; Morrissy et coll., 1990; Carman et coll., 1990). Nonobstant cette unique méthode de mesure, la physiothérapie, toutes approches confondues, permettrait de diminuer ou de stabiliser 53% à 100% des courbures scoliothiques (Negrini et coll., 2008).

1.2.6.3.2 Traitement chirurgical

La chirurgie de la colonne vertébrale est envisagée si le traitement conservateur s'est avéré inefficace ou si d'emblée, la valeur angulaire de la scoliose est importante. Wiley et coll. (2000) mentionnent que l'indication chirurgicale varie principalement en fonction du chirurgien, de la sévérité de la scoliose (courbures à partir de 45° et 50°), de l'âge et de la maturité squelettique du patient. Les techniques chirurgicales ont évolué vers une correction 3D de la colonne vertébrale par les approches Cotrel-Dubousset ou Colorado (Papin et coll., 1999). Différentes approches chirurgicales par voie antérieure ou postérieure sont préconisées selon le type de courbure (Helenius et coll., 2003; Lenke 2003; Kim et coll., 2004; Remes et coll., 2004; Potter et coll., 2005; Cloutier et coll., 2007; Hedge et coll., 2010). L'ensemble des chirurgiens orthopédistes préconisent cette intervention le plus tard possible dans la croissance de l'enfant. Selon Papin et coll., (1999), la chirurgie par instrumentation et fusion vertébrale peut amener une correction 3D de la colonne vertébrale à court et moyen terme. Une perte de correction peut cependant survenir à plus long terme chez l'adulte ou lorsque la croissance n'est pas terminée au moment de la chirurgie, suggérant le phénomène de vilebrequin plus classiquement rencontré chez les scolioses neuromusculaires. La chirurgie peut entraîner des limitations fonctionnelles à plus long terme liées à la douleur, à la mobilité ainsi qu'à une diminution de la vitesse de marche et de l'endurance physique (Engsberg et coll., 2001; Lamontagne et coll., 2001; Engsberg et coll., 2003; Danielsson et coll., 2006; Danielsson et coll., 2003; Mahaudens et coll., 2010). La qualité de vie et un taux inférieur de révision chirurgicale semblent cependant associés au maintien d'un bon alignement du tronc dans les plans frontal et sagittal (Wasylenko et coll., 1983; Lenke et coll., 2001; Helenius et coll., 2003; Kelly et coll., 2010).

D'autres types d'approches chirurgicales dites minimalement invasives et sans fusion sont actuellement à l'étude (Schmid et coll., 2008; Betz et coll., 2010). Ces techniques impliquent la pose d'agrafes ou d'ancres au niveau des corps vertébraux et sont indiquées pour les enfants en croissance qui présentent une scoliose modérée.

L'objectif de ces techniques est similaire à celui du corset, soit de réaligner la colonne vertébrale pour diminuer la pression sur les plaques de croissance des vertèbres du côté de la concavité des courbures et utiliser le potentiel résiduel de croissance pour favoriser une croissance plus symétrique des corps vertébraux.

L'approche chirurgicale est la seule approche actuellement reconnue pour son efficacité à réduire la scoliose en utilisant la mesure radiologique de l'angle de Cobb (Weinstein, 2008). En utilisant l'angle de Cobb comme critère, l'approche conservatrice semble stabiliser la courbure scoliotique. Cependant, le manque de qualité des études menées jusqu'ici ne permet pas de conclure à l'efficacité du traitement conservateur (Wong et Liu, 2003; Lenssinck et coll., 2005; Negrini et coll., 2008). Plusieurs auteurs suggèrent de mener des études randomisées de hautes qualités en ajoutant d'autres types de mesures tels que la collaboration, l'apparence esthétique, la posture, la qualité de vie et les conditions psychologiques des jeunes afin de mieux juger de l'efficacité du traitement conservateur (Lindeman et Behm, 1999; Wong et Liu, 2003; Takemitsu et coll., 2004; Lenssinck et coll., 2005; Negrini et coll., 2008).

En résumé, la SI cause des déformations morphologiques qui se traduisent par des asymétries de la posture. Ces déformations sont mal vécues par les jeunes et peuvent limiter leur participation sociale. L'étiologie et le mécanisme de progression de la scoliose demeurent mal compris. Cependant, il semble que des atteintes au niveau du SNC et une dysfonction de la signalisation de la mélatonine causent des déficiences des structures musculaires et osseuses, ainsi que des déficiences des fonctions sensorielles. Par la suite, ces déficiences favoriseraient l'aggravation de la scoliose par une action asymétrique des muscles du tronc et une diminution de la résistance osseuse, sous l'influence des poussées de croissance. La rééducation de la posture et des fonctions sensorielles semblent être une alternative prometteuse pour éviter la progression de la scoliose. Cependant, plusieurs auteurs suggèrent le développement d'instruments de mesure clinique afin de vérifier l'efficacité du traitement en physiothérapie.

1.3 Propriétés psychométriques des instruments de mesure

Un instrument de mesure doit posséder trois propriétés essentielles : il doit être fidèle, valide et sensible (Crocker et Algina, 1986; George et coll., 2000; Wang et coll., 2005). La standardisation est également une caractéristique importante qui permet de limiter l'influence d'un évaluateur ou de la situation de test sur une mesure (Gajdosik et Bohannon, 1987; McIlroy et Maki, 1997; Albaret et de Castelneau, 2005).

1.3.1.1.1 *Fidélité :*

La fidélité se définit comme étant la stabilité et la reproductibilité des données obtenues (Rothstein et Echternach, 1993; Bruton et coll., 2000). La fidélité inter-essais concerne la stabilité d'un essai à l'autre (lors d'une même session). La fidélité test-retest exprime la stabilité dans le temps (entre deux sessions) et la fidélité inter-juges correspond à la constance des mesures d'un juge à l'autre. La fidélité peut être quantifiée selon deux indices: soit le coefficient de fidélité ou de fiabilité et l'erreur standard de la mesure (ESM) (Crocker et Algina, 1986). Les coefficients de fidélité permettent de quantifier la fidélité en rapportant la variabilité en terme relatif ou la constance des mesures par un indice se rapprochant de 1 et l'ESM permet de déterminer la variabilité intra-personne en terme d'unité de la mesure (Weir, 2005). Les indices de fidélité utilisés par les auteurs concernant la reproductibilité des mesures des différents indices de la posture sont : le coefficient de variation (CV), les limites d'agrément et le coefficient de corrélation intra-classe (CCI). La théorie de la généralisabilité a été utilisée dans d'autres types d'études de fidélité (Roebroek et coll., 1993; Gagnon et coll., 2005; Nadeau et coll., 2007; Piotte et coll., 2007; Fortin et coll., 2008). Cette approche a l'avantage de permettre de déterminer les différentes sources de variance attribuables à chacun des facteurs ainsi que leurs interactions.

1.3.1.1.2 Indices de fidélité

1.3.1.1.2.1 Le coefficient de variation (CV)

Le coefficient de variation (CV) exprime la variabilité en termes relatifs (Bouyer, 1997). Il est égal à l'écart-type divisé par la moyenne multiplié par 100. Un CV inférieur à 10% est considéré excellent. Ce coefficient a été utilisé pour rapporter la variabilité de l'alignement frontal et sagittal des courbures vertébrales cervicale, thoracique et lombaire (Dunk et coll., 2004; 2005). Le CV ne permet cependant pas de préciser l'origine de la source d'erreur présente.

1.3.1.1.2.2 Limites d'agrément (méthode de Bland et Altman)

Cette approche est utilisée en présence de seulement deux évaluateurs ou pour comparer des mesures prises par deux instruments différents. Cette approche permet de calculer la moyenne des différences entre les évaluateurs ou les instruments. Ces différences sont rapportées sur un graphique où la moyenne et les limites supérieures et inférieures des données sont représentées. Cette méthode vise à savoir comment les mesures obtenues diffèrent les unes des autres. Elle n'est habituellement pas utilisée pour porter un jugement sur la précision de la mesure mais indique si deux évaluateurs ou deux instruments peuvent être interchangeables (Bland et Altman, 1986; Stöckl et coll., 2004).

1.3.1.1.2.3 Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI)

Le CCI est un coefficient de fidélité défini par le rapport entre la variance de la valeur réelle sur la variance totale (Shrout et Fleiss, 1979). Son calcul est basé sur une ANOVA pour mesures répétées et permet la décomposition de la variance due à l'erreur. Il est essentiel de déterminer le type d'ANOVA selon le modèle sélectionné et de spécifier les sources de variance afin d'estimer la proportion de la variance totale attribuée aux différents facteurs pouvant influencer les données. Au moins six différents types de CCI peuvent être calculés selon les termes d'erreur choisis (Shrout et Fleiss, 1979). Le coefficient calculé se situe entre 0 et 1. Selon Portney et Watkins (2000), un CCI < 0.50 signifie un faible niveau de fidélité, un CCI entre 0.50 et 0.75 correspond à

un niveau modéré de fidélité et un CCI supérieur à 0.75 signifie une bonne fidélité de la mesure. Le CCI a été utilisé dans la majorité des études concernant la fidélité des IP.

1.3.1.1.2.4 La théorie de la généralisabilité

La théorie de la généralisabilité peut être considérée comme une extension des concepts qui sous-tendent le calcul du CCI (Hayes, 1993) et sert de base à l'analyse de la fidélité des mesures nommée « dépendabilité ». Le terme de « dépendabilité » réfère à l'exactitude de la généralisation d'un résultat obtenu par un sujet à un test, au résultat moyen qu'aurait eu ce sujet, sous toutes les conditions expérimentales possibles (Shavelson et Webb, 1991). Cette valeur moyenne est appelée universelle et est similaire à la valeur réelle dans le calcul du CCI. La théorie de la généralisabilité permet de déterminer et d'analyser l'importance des différentes sources de variance : personnes (P), essais (E), sessions (S), juges (J), les interactions (PJ, PS, JS) et l'erreur résiduelle (PJS,e). Cette approche sert également à documenter les erreurs systématiques et aléatoires des mesures, pour ensuite développer des stratégies afin de minimiser leur influence sur la mesure. De plus, cette méthode permet de généraliser les résultats selon différentes conditions expérimentales choisies, telles que le nombre d'essais, de sessions ou de juges. Elle offre aussi la possibilité de proposer des protocoles alternatifs pour améliorer la précision des mesures.

La théorie de la généralisabilité est constituée de deux étapes: la première est l'étude de la généralisabilité (étude-G) et la seconde est l'étude de décision (étude-D). L'étude-G fait référence à la phase de recherche et a comme objectif de déterminer les composantes de variances associées aux facteurs (facettes) de l'étude (personnes, essais, sessions, juges), à leurs interactions ainsi que les erreurs aléatoires et les interactions entre les différentes sources d'erreurs (Shavelson et Webb, 1991). L'étude-D concerne l'étape d'utilisation des résultats de l'étude-G afin de déterminer la fidélité attendue pour un protocole particulier de mesures. Ces deux étapes permettent de calculer les coefficients de *généralisabilité* ($E\rho^2$) et de *dépendabilité* (ϕ) qui se situent entre 0 et 1.

Le coefficient de *généralisabilité* est donné par la formule suivante :

$$E\rho^2 = \frac{\sigma_p^2}{\sigma_p^2 + \left(\frac{\sigma_{pj}^2}{n_j} + \frac{\sigma_{ps}^2}{n_s} + \frac{\sigma_{pjs,e}^2}{n_j n_s} \right)} = \text{Erreur relative}$$

Le coefficient de *dépendabilité* est donné par la formule suivante :

$$\phi = \frac{\sigma_p^2}{\sigma_p^2 + \left(\frac{\sigma_j^2}{n_j} + \frac{\sigma_s^2}{n_s} + \frac{\sigma_{js}^2}{n_j n_s} + \frac{\sigma_{pj}^2}{n_j} + \frac{\sigma_{ps}^2}{n_s} + \frac{\sigma_{pjs,e}^2}{n_j n_s} \right)} = \text{Erreur absolue}$$

σ_p^2 : variance inter-personnes

j : juge

s : session

n : nombre

$\sigma_{pjs,e}^2$: erreur résiduelle

Le coefficient de *dépendabilité* est le rapport entre la variance inter-sujets et la somme de la variance inter-sujets et de l'ensemble des autres sources d'erreurs. Il tient compte des erreurs systématiques et aléatoires. Cet ensemble d'erreurs est désigné sous le terme d'erreur absolue. Pour sa part, le coefficient de *généralisabilité* ne prend en considération que les erreurs aléatoires (interactions entre les sujets et les autres sources d'erreur). L'ensemble de ces erreurs représente l'erreur relative. Pour connaître la fidélité associée aux facettes sessions (fidélité test-retest) et juges (fidélité inter-juges), la facette d'intérêt (session ou juge) a été isolée en fixant l'effet de l'autre facette (Shavelson et Webb, 1991). En accord avec la terminologie statistique, un modèle impliquant des facettes fixes correspond à un devis « fixe » en opposition au devis « aléatoire » qui prend en considération toutes les facettes dans le modèle.

Les coefficients ci-haut mentionnés représentent des rapports de variance, ils n'indiquent pas les erreurs en terme d'unité de la mesure. Ces indices d'erreurs sont donnés par les ESM. Ceux-ci correspondent à la racine carrée de l'erreur absolue ou de l'erreur relative. Ainsi, plus le coefficient de *dépendabilité* est élevé, plus l'ESM diminue.

1.3.1.1.3 Facteurs influençant la fidélité des mesures de la posture

Les facteurs qui affectent la fidélité des mesures de la posture concernent : 1) la variabilité physiologique inhérente aux personnes (problèmes d'équilibre et d'oscillations particulièrement en position debout), 2) le placement des marqueurs sur les repères anatomiques, d'une session ou d'un juge à l'autre, 3) la précision de l'outil de mesure et 4) le nombre de juges (Gajdosik et Bohannon, 1987; Mayer et coll., 1997; Watson et MacDonncha, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005). Selon Mayer et coll. (1997), la formation des juges (pose des marqueurs et utilisation de l'outil de mesure) est le facteur prédominant pour les études de fidélité. Ces auteurs mentionnent que les erreurs attribuables aux juges diminuent de façon significative avec la formation. La standardisation de la position d'acquisition et des informations données aux participants améliore également la fidélité des mesures (Mayer et coll., 1993; Taylor et coll., 1995; McIlroy et Maki, 1997).

Il n'existe pas de consensus concernant la position d'évaluation de la posture debout. La posture debout en position anatomique avec ouverture des pieds (« V » physiologique de 30°) est, selon Kendall et coll. (2005) et Souchard (2002), la position de référence pour l'évaluation de la posture. Cet angle physiologique des pieds est corroboré par l'étude de Raine (1995) concernant le placement naturel des pieds, lors d'acquisitions de la posture effectuées auprès de 165 adultes normaux (78 hommes et 87 femmes). Kendall et coll. (2005) suggèrent cependant une distance de 10 cm entre les talons alors que Souchard (2002) préfère placer les talons ensemble afin de mieux visualiser les défauts posturaux. Pour les études de fidélité, certains auteurs ont utilisé la position debout dite « naturelle ou confortable » (Bullock-Saxton, 1993; Raine et Twomey, 1994; Raine, 1995; Dunk et coll. 2004; Dunk et coll., 2005, Perry et coll.,

2008) alors que d'autres ont utilisé une position de référence pré déterminée ou standardisée (ligne ou gabarit tracé au sol) (Refsauge et coll., 1994; Watson et MacDonncha, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005; Normand et coll., 2007; Pownall et coll., 2008). Cependant, la majorité des auteurs utilisant la position « naturelle ou confortable » mentionnent qu'ils dessinent la position de placement des pieds pour chaque participant afin de standardiser la position. Le simple fait de demander aux participants de reprendre la même position d'acquisition semble insuffisant pour la reproductibilité des mesures. Ce manque de standardisation du placement des pieds peut expliquer les moins bons résultats de fidélité présentés par Perry et coll. (2008) (CCIs : 0.32 à 0.76). Les consignes données aux participants sont cependant similaires d'une étude à l'autre. Les participants doivent donc assumer une posture debout confortable, avec mise en charge égale sur les deux pieds et regarder droit devant eux.

Selon Zabjek et coll. (2005), la durée de l'acquisition peut également affecter la fidélité. Ces auteurs ont remarqué une augmentation de l'amplitude des déplacements du corps due aux oscillations avec une augmentation de la durée d'acquisition chez des adolescents présentant une SI. Selon ces auteurs, une courte durée d'acquisition est nécessaire pour minimiser l'impact des oscillations sur la reproductibilité des mesures. La façon dont les IP sont calculés semble influencer la fidélité des mesures. La fidélité des IP est supérieure lorsque ceux-ci sont mesurés à partir de la position relative entre les segments corporels (Raine, 1995; Watson et MacDonncha, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005) plutôt qu'en utilisant une ligne verticale externe comme référence (Dunk et coll., 2004; Pownall et coll., 2008). La différence entre les deux techniques de mesure peut être attribuable aux oscillations dans les plans sagittal et frontal. Un changement au niveau des chevilles provenant des oscillations peut davantage modifier la position du tronc et de la tête par rapport à la verticale (Lefrançois, 1997; Nault et coll., 2002). Selon Grimmer-Sommers et coll., (2008), la position assis offre une plus grande stabilité et devrait diminuer l'influence des oscillations sur les mesures de fidélité. Cependant, les résultats de Perry et coll. (2008) et Pownall et coll. (2008) démontrent une fidélité test-retest et inter-juges similaires pour la posture sagittale debout et assise pour une majorité d'IP. Le déplacement antérieur de la tête est le seul IP dans le plan sagittal qui semble affecté par la position. Dans ces deux études, la

reproductibilité test-retest et inter-juges de cet indice est moins bonne assis (CCIs debout=0.67; 0.52 et assis= 0.50; 0.34). Par ailleurs, Van Niekerk et coll. (2008) obtiennent une bonne fidélité inter-essais pour la posture sagittale de la tête et du tronc (position de la tête, des épaules et des bras, courbure cervicale et thoracique) assis dans les positions « érigée », « confortable » et « relaxe » (CCIs ≥ 0.78).

1.3.1.1.4 Validité :

La validité d'un instrument de mesure concerne sa capacité à mesurer le concept qu'il est censé mesurer. Un test standardisé et fidèle n'est pas pour autant valide. Il existe différents types de validité dont : la validité de contenu, la validité de construit et la validité de critère (Crocker et Algina, 1986; Albaret et De Castelnaud, 2005).

1.3.1.1.4.1 Validité de contenu

La validité de contenu désigne la cohérence de la sélection des items pour mesurer un construit théorique et elle fait souvent référence aux recommandations faites par un comité d'experts dans le domaine (Crocker et Algina, 1986). Ceci implique la nécessité de bien définir le concept et d'inclure les différentes dimensions permettant de mesurer ce concept. La définition du concept s'appuie sur une recension de la littérature et sur les connaissances empiriques et théoriques.

1.3.1.1.4.2 Validité de construit

La validité de construit concerne l'opération d'attribution de sens au concept étudié et a pour but de choisir les items appropriés afin de s'assurer que le concept à l'étude est bien représenté sous toutes ses dimensions (Crocker et Algina, 1986). Ce type de validité requière la compilation de plusieurs types d'évidences : l'homogénéité du test, la stabilité dans certaines conditions, les données de la validité de contenu et de la validité prédictive. L'analyse factorielle (AF) est un cas particulier de la validité de construit. Un des objectifs de cette analyse est de vérifier si le nombre de dimensions identifiées au préalable correspond au nombre de facteurs de l'AF et de déterminer le pourcentage de variance expliquée par chacune des dimensions. Ce type d'analyse

permet le regroupement d'items qui mesurent une même dimension (matrice de corrélation entre les items) en un seul facteur et permet de réduire le nombre d'items inclus dans le test, évitant, le cas échéant, toute redondance dans les mesures. L'AF est plus indiquée dans le domaine psycho-social.

1.3.1.1.4.3 Validité de critère

La validité de critère étudie le lien entre la mesure effectuée à l'aide du test et la mesure obtenue à l'aide du critère (Crocker et Algina, 1986; Albaret et De Castelneau, 2005). Lorsque ce critère se situe dans l'avenir, on parle de validité prédictive et lorsqu'il est contemporain, on parle de validité concourante ou concomitante. La validité prédictive correspond à la valeur pronostique d'une mesure. Elle permet de juger de la précision avec laquelle la mesure d'un test (le prédicteur) permet d'estimer le résultat à un autre test qui constitue la mesure d'intérêt pour le clinicien (le critère). Par exemple, l'ampleur du déjettement initial du tronc mesuré par l'outil clinique pourrait permettre de prédire l'aggravation de la scoliose (changement au niveau de l'angle de Cobb = critère). La validité concourante étudie la corrélation entre la mesure réalisée à l'aide d'un instrument et la mesure obtenue concomitamment avec le critère. Le critère est habituellement un autre test reconnu pour mesurer le même phénomène. Des coefficients de corrélation de Pearson (r) (données paramétriques) ou de Spearman (r_s) (données non-paramétriques) sont principalement utilisés lorsque l'objectif est d'étudier l'association entre deux types de mesure. Les tests de Student et des analyses de variance (ANOVA) ou leurs équivalents non-paramétriques (tests de Wilcoxon et Kruskal-Wallis) peuvent être utilisés pour déterminer l'ampleur des différences entre les mesures prises par les deux instruments.

1.3.1.1.5 Facteurs influençant la validité des mesures photographiques

Selon Paul et Douwes (1993), la validité des mesures photographiques dépend de l'erreur de perspective et de la distorsion possible de l'image. Cette distorsion est habituellement plus élevée aux extrémités de l'image. Pour diminuer l'erreur de perspective, certains auteurs recommandent : 1) de minimiser l'angle de rotation en maintenant l'axe optique perpendiculaire au plan de la photographie, 2) de maximiser la

distance entre la caméra et les segments corporels d'intérêt, 3) de minimiser la distance moyenne du plan photographique entre l'axe optique (lentille) et le segment à mesurer et 4) que l'objet de mesure ne remplisse pas toute l'image (Paul et Douwes, 1993; Sih et coll., 2001; Dunlevy et coll., 2005). Selon ces auteurs, l'angle de rotation peut être minimisé en s'assurant d'une bonne orientation de la caméra (niveau). Il est de plus suggéré que la hauteur de la caméra soit placée à mi-chemin entre les segments corporels d'intérêt les plus éloignés lorsque la posture globale doit être évaluée. Pour vérifier l'erreur de perspective due à l'angle de projection et à la distance entre la caméra et la personne, Paul et Douwes (1993) ont utilisé la projection d'un angle 3D obtenu à l'aide d'un système 3D d'analyse de posture (système Vicon). Ces auteurs considèrent qu'une différence $\leq 2^\circ$ entre la moyenne des angles calculés à partir de photographie et celle d'angles 3D correspondants (obtenus par la projection de points sur des plans horizontaux et verticaux) signifie que l'erreur de perspective est faible.

1.3.1.1.6 Sensibilité

La sensibilité d'un instrument de mesure réfère à sa finesse discriminative ou capacité à détecter un changement chez un même sujet, lors de mesures répétées ou entre différents groupes de sujets, pour permettre de les différencier (Albaret et de Castelneau, 2005). L'ESM sert à déterminer la plus petite différence détectable. La plus petite différence détectable est calculée selon la formule suivante : $\pm 1.96 \times \text{ESM} \times \sqrt{2}$ pour un intervalle de confiance à 95% (Roebroek et coll., 1993).

En résumé, la fidélité, la validité et la sensibilité sont des propriétés métrologiques essentielles d'un instrument de mesure. La position d'acquisition, la formation des juges, la façon de mesurer les IP ainsi que des erreurs de perspectives sont des facteurs susceptibles d'influencer la fidélité et la validité des mesures de posture.

Chapitre2 Problématique, objectifs et hypothèses

2.1 Problématique

Une bonne posture favorise la réalisation de gestes harmonieux, minimise le risque de blessure lors d'activités et contribue au bien-être et à l'estime de soi. La SI entraîne des déformations morphologiques qui se traduisent par des asymétries de la posture. Ces asymétries de la posture sont impliquées dans le mécanisme d'aggravation de la SI et affectent l'apparence physique. Ce dernier facteur est déterminant dans la construction de l'estime de soi à l'adolescence et a un impact majeur au niveau de la participation sociale à cette période du développement psychologique (Hargreaves et Tiggemann, 2002; Shroff et Thompson, 2006). La correction de la posture constitue donc un objectif important du traitement en physiothérapie afin d'éviter la progression de la scoliose, d'améliorer la qualité de vie et de favoriser la participation sociale. À l'heure actuelle, la mesure radiologique de l'angle de Cobb (Cobb, 1948) est la seule méthode reconnue pour déterminer un changement dans la condition de la personne avec une SI. Cette mesure permet de documenter l'alignement de la colonne vertébrale mais n'est pas utilisée pour évaluer la posture. Il existe des systèmes sophistiqués permettant une analyse quantitative 3D de la posture (Optotrak, Vicon, Inspeck, etc.). Ces systèmes demeurent coûteux et peu accessibles pour les cliniciens, compte-tenu de leur utilisation relativement complexe et qu'ils nécessitent un personnel qualifié pour le traitement des données. Il est donc souhaitable d'avoir recours à un outil plus simple afin d'évaluer la posture quantitativement ou de suivre la progression de la scoliose dans un contexte clinique.

Il existe plusieurs méthodes cliniques (directes et indirectes) pour quantifier la posture. L'évaluation globale de la posture par des mesures directes sur un individu serait cependant un long processus, particulièrement chez les enfants et les adolescents qui ont une SI où la présence d'oscillations est documentée (Gauchard et coll., 2001; Zabjek et coll., 2005 ; Nault et coll., 2002; Simoneau et coll., 2006a ; Simoneau et coll.,

2006b). Ces jeunes auraient tendance à bouger, ce qui affecterait la fidélité des mesures. La technique la plus prometteuse pour évaluer la posture de façon globale et rapide est la prise de photographies. Cette méthode a démontré une bonne fidélité test-retest et inter-juges pour plusieurs IP auprès de personnes normales. Cependant, les outils testés ne permettent pas d'évaluer tous les segments corporels et de documenter certaines asymétries inhérentes à la scoliose. De plus, les résultats actuels concernant la fidélité des IP en utilisant des photographies ne peuvent être généralisés aux personnes présentant des conditions pathologiques ou des déformations morphologiques (Roebroek et coll., 1993). Par ailleurs, la validité concourante de ce type d'IP 2D avec des mesures radiographiques est peu documentée. De plus, aucune étude n'a encore vérifié la corrélation entre des IP 2D et des IP 3D correspondants, mesurés à l'aide de systèmes d'analyse 3D en laboratoire. Il serait pourtant essentiel de s'assurer que l'IP 2D représente bien la déformation morphologique 3D réelle d'une personne.

L'impact de la position (debout et assise) sur la scoliose est un autre aspect actuellement peu documenté. L'enfant et l'adolescent passent une grande partie de leurs journées en position assise à l'école ou lors d'activités ludiques. Puisque la posture peut influencer la progression de la scoliose, il est recommandé d'évaluer la posture dans les deux positions debout et assise (Gram et Hasan, 1999; Souchard et Ollier, 2002). Certains auteurs ont même démontré que la bascule frontale du bassin, la scoliose ou le déjettement du tronc pouvaient influencer différemment la cinématique ou l'activité musculaire au tronc en position debout et assise (Gram et Hasan, 1999; Al-Eisa et coll, 2006; O'Sullivan et coll., 2002). La comparaison de la posture debout et assise permet également aux physiothérapeutes de déterminer l'impact de la souplesse musculaire sur les asymétries de la posture et la scoliose. Ces observations les guident dans la sélection des postures d'étirement et des exercices d'intégration sensorielle pour la correction de la posture debout et/ou assise afin de prévenir l'aggravation de la scoliose. Ce choix thérapeutique est toutefois basé sur des observations visuelles. L'utilisation d'un outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture suffisamment sensible pour détecter des différences entre les IP mesurés en position debout et assise permettrait d'objectiver les observations cliniques.

2.2 Objectif général

L'objectif général de ce projet est de développer et de valider un nouvel outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture auprès de personnes présentant une SI en utilisant des photographies numériques.

2.3 Objectifs spécifiques

Objectif 1 : En se basant sur la littérature, identifier des IP reproductibles représentant chaque segment corporel et des IP avec des caractéristiques spécifiques à la scoliose.

Objectif 2 : De construire un nouvel outil clinique simple et accessible permettant l'analyse globale de la posture.

Objectif 3 : D'évaluer la fidélité générale, test-retest (inter-sessions) et inter-juges des IP de cet outil ainsi que de préciser l'erreur standard de mesure (ESM) des IP associée à chacun des devis (aléatoire, test-retest et inter-juges).

Objectif 4 : D'évaluer la validité concomitante 1) des IP du tronc de cet outil avec ceux obtenus par des reconstructions 3D du tronc en utilisant un système de topographie de surface et 2) des IP représentant les courbures vertébrales frontales et sagittales ainsi que le déjettement du tronc de l'outil clinique avec les mesures radiographiques correspondantes (angles de Cobb frontaux et sagittaux et déjettement du tronc).

Objectif 5 : D'évaluer la capacité de l'outil à détecter les changements entre la position debout et assise et d'explorer l'impact du type de scoliose sur les différences obtenues entre la position debout et assise.

2.4 Hypothèses

La généralisation de l'utilisation de cet outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture à l'ensemble des sessions et des juges auprès de personnes atteintes d'une SI nécessite la vérification de plusieurs hypothèses.

Hypothèse 1 : Une bonne fidélité (coefficients de dépendabilité > 0.75) est attendue pour les trois devis pour la majorité (75%) des IP représentant les différents segments corporels.

La constance du placement des marqueurs d'une session et d'un juge à l'autre et la standardisation de la position d'acquisition sont essentielles pour s'assurer d'un bon niveau de fidélité. Dans la présente étude, les deux juges recevront la même formation et une position d'acquisition standardisée sera privilégiée.

Hypothèse 2 : La validité concomitante entre les IP du tronc de l'outil 2D et les IP 3D (obtenus par des reconstructions du tronc à partir du système de topographie de surface) et les mesures radiographiques correspondantes sera supérieure à 0.70 pour la majorité (75%) des IP. Les corrélations entre les IP 2D et 3D seront supérieures à celles obtenues entre les IP 2D et les mesures radiographiques.

Les mesures 2D et 3D seront prises de façon simultanée et dans la même position d'acquisition, alors que les mesures radiographiques ne seront pas nécessairement prises la même journée et dans la même position. Selon Engsberg et coll. (2008) et Lenke et coll. (2001), la corrélation entre les mesures de surface et radiographiques est excellente lorsque les mesures sont prises simultanément et dans la même position.

Hypothèse 3 : L'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture permettra de détecter des différences entre les mesures prises en position debout et assise pour la majorité (75%) des IP.

Les cliniciens peuvent visuellement observer des différences de posture entre la position debout et assise (Souhard et Ollier, 2002). Gram et Hasan (1999) ont objectivé des

différences entre les deux positions pour le déjettement du tronc et la mesure de l'angle de la scoliose. Par ailleurs, Zabjek et coll. (2008) ont rapporté de plus grandes asymétries du déjettement du tronc et de la bascule frontale du bassin en position debout pour les scolioses thoraco-lombaires et thoracique droite-lombaire gauche. Il est donc attendu que l'outil clinique permette de détecter des différences pour plusieurs IP.

2.5 Pertinence de l'étude

L'évaluation de la posture par les physiothérapeutes est indispensable à la compréhension de certains mécanismes d'adaptation secondaires à une douleur, à une déformation osseuse ou à un déséquilibre musculaire. Les grilles d'évaluation posturale qui ont été proposées dans la littérature n'incluent pas tous les segments corporels, ne permettent pas de caractériser la SI ou n'ont pas de bonnes propriétés psychométriques. Les résultats de cette étude permettront de déterminer le niveau de fidélité général, test-retest et inter-juges ainsi que la validité des différents IP contenus dans cet outil. Actuellement, plusieurs physiothérapeutes utilisent des approches posturales pour traiter des enfants et des adultes qui souffrent de problèmes neurologiques ou orthopédiques. L'efficacité du traitement est souvent basée sur l'observation visuelle de photographies prises avant et après une série de séances. L'outil clinique proposé pourrait permettre de vérifier quantitativement l'effet de ces approches sur l'amélioration de la posture. De plus, il pourrait être utilisé dans de futurs projets de recherche clinique pour, entre autres, évaluer une technique de traitement et ses résultats sur la posture ou pour déterminer des changements dans le temps attribuables à la progression de la scoliose. Conséquemment, cet outil clinique aurait le potentiel de contribuer à l'amélioration de la santé des enfants parce qu'il permettrait de faire le dépistage de problèmes de posture et de réduire la fréquence d'examens effractifs comme les radiographies au cours du suivi de ces enfants et adolescents.

Chapitre3 Développement de l’outil quantitatif clinique d’évaluation de la posture

Ce chapitre présente la méthodologie et les résultats concernant le processus de développement de l’outil clinique. La première phase consiste en une recension de la littérature présentée sous forme d’un article. Cet article a permis, à travers la recension des différentes méthodes cliniques d’évaluation de la posture, d’identifier plusieurs IP permettant de mesurer la posture sous toutes ses dimensions (alignement des différents segments corporels dans les plans frontal et sagittal). La deuxième phase du développement de l’outil concerne la sélection d’IP qui ont servi à la construction de l’outil clinique.

3.1 Article 1 : Clinical methods for quantifying posture: a literature review

Auteurs: Carole Fortin, pht, M.Sc., Debbie E. Feldman, pht, Ph.D.,

Farida Cheriet, Ph.D., Hubert Labelle, M.D.

Article accepté le 30 mai 2010 à la revue *Disability and Rehabilitation*

Sous presse

Contribution des auteurs:

Carole Fortin: recension de la littérature, analyse et interprétation des données, rédaction de l’article : 90%.

Debbie Feldman : rédaction de l’article.

Farida Cheriet : correction de l’article et approbation de la version finale.

Hubert Labelle : correction de l’article et approbation de la version finale.

Clinical methods for quantifying posture: a literature review

Authors: Carole Fortin^{1,2}, P.T., M.Sc., Debbie E. Feldman^{3,4}, P.T., Ph.D.,
Farida Cheriet^{1,5}, Ph.D., Hubert Labelle^{1,2}, M.D.

Affiliations:

¹Centre de recherche CHU Sainte-Justine

²Faculté de médecine, Université de Montréal

³École de réadaptation, Université de Montréal

⁴Groupe de Recherche Interdisciplinaire en Santé

⁵École Polytechnique, Université de Montréal

ACKNOWLEDGEMENTS

This project was supported by the Discovery Advancement Program of the Canadian Arthritis Network. C. Fortin is supported by a Ph.D. scholarship from the FRSQ (Fonds de la recherche en santé du Québec), MENTOR, a strategic CIHR training program/REPAR and research Centre of CHU Sainte-Justine. Dr. Ehrmann Feldman is funded by the FRSQ.

ABSTRACT

Purpose: Clinicians commonly assess posture in persons with musculoskeletal disorders and tend to do so subjectively. Evidence-based practice requires the use of valid, reliable and sensitive tools to monitor treatment effectiveness. The purpose of this article was to determine which methods were used to assess posture in a clinical setting and to identify psychometric properties of posture indices measured from these methods or tools.

Methods: We conducted a comprehensive literature review. Pertinent databases were used to search for articles on quantitative clinical assessment of posture. Searching keywords were related to posture and assessment, scoliosis, back pain, reliability, validity and different body segments.

Results: We identified sixty-five (65) articles with angle and distance posture indices that corresponded to our search criteria. Several studies showed good intra and inter-rater reliability for measurements taken directly on the persons (e.g. goniometer, inclinometer, flexible curve, tape measurement) or from photographs but validity of these measurements was not always demonstrated.

Conclusion: Taking measurements of all body angles directly on the person is a lengthy process and may affect the reliability of the measurements. Measurement of body angles from photographs may be the most accurate and rapid way to assess global posture quantitatively in a clinical setting.

Keywords: Posture and assessment, posture and scoliosis, posture and reliability, posture and low back pain.

INTRODUCTION

Musculoskeletal and neurologic pathologies as well as cardio-vascular-respiratory dysfunction are often associated with posture impairments [1-5]. Posture is defined as the alignment or orientation of body segments while maintaining an upright position [6]. The resulting body alignment depends on the effect of gravity, muscle tension and integrity of bony structures [6, 7]. Posture relates to physical and psychosocial wellbeing [8,9,10,11]. Improving posture or postural alignment is one of the aims of rehabilitation programs [12]. Physiotherapists and physicians commonly assess posture and current practice is based on subjective impressions that are not quantified using a reliable and valid measurement scheme [2, 13-17].

There are different methods based on visual observations to assess posture. Some report presence or absence of posture impairment [13,15,16,18] while others use the plumb line to determine normal or abnormal posture types [2]. There are also ordinal rating scales to evaluate posture asymmetries [14, 19-24]. Fedorak et al.[18] reported a moderate intra-rater ($Kappa = 0.50$) and poor inter-rater ($Kappa < 0.40$) reliability on a three-category qualitative rating scale (normal, increased, decreased) of cervical and lumbar lordosis among 36 adults with and without back pain. Bryan et al. [13] also found a poor level of validity for visual observation of lumbar lordosis using measurement on radiographs as their gold standard. Reliability of different ordinal rating scales to assess some aspects of lying, sitting and standing posture was examined among normal persons and persons with stroke, cerebral palsy or idiopathic scoliosis [14, 19-24]. Results of these studies demonstrate a poor to good level of intra and inter-rater reliability and only the Foot Posture Index showed good level of validity with measurements done concurrently with a 3D posture analysis system [22]. Nevertheless, according to Tyson [11], none of the measurement tools, which are based on visual observation scales (direct or from photographs) met the criteria to assess the effectiveness of physiotherapy intervention in patients with stroke.

Several authors have pointed out the importance of quantifying posture indices to monitor treatment effectiveness on body segment posture, for either physiotherapy, brace or surgical treatment [25-27]. Effectiveness of physiotherapy in persons with idiopathic scoliosis has been criticized [28, 29] and this may be due to the lack of adequate clinical measurement tools to monitor objective change in body posture. Actually, radiological images are used to assess or to monitor change over time in persons presenting with musculoskeletal disorders. These images are mostly used to verify the bony structures or spinal alignment. Radiographs are invasive and thus cannot be used for repeated measures of body segment posture. Several 3D posture analysis systems such as Optotrak, Vicon, Motion Analysis and surface topography systems are used to quantitatively assess posture [1,4,26,27]. However, these systems are not easily accessible for most clinicians since they are expensive, require specialized trained technicians and the data processing is complex. Thus reliable, valid and accessible clinical measures are essential if physiotherapists are to properly assess treatment effectiveness in improving posture.

The objectives of this paper are to report, from the medical literature, various clinical methods for quantifying body segment posture and to identify the psychometric properties of posture indices measured by these methods.

METHODS

We embarked on a comprehensive literature search in order to retrieve methods of posture assessment that have been used previously. Once identified, we extracted posture indices, as defined by an angle or distance representing the alignment or the position in the sagittal or frontal plane of body segments, evaluated by these methods and reported their psychometric properties.

Search strategy

The following databases (CINAHL, EMBASE and Medline) were used to search for articles on posture from 1980 to 2009. Searching keywords were: posture assessment, posture alignment, postural alignment, posture and outcome measure, posture and responsiveness, posture and reproducibility, posture and reliability, posture and sensitivity, posture and validity, posture and scoliosis, posture and backache, posture and low back pain. We also combined each body segment with posture as keywords such as head posture, neck posture, cervical posture, thoracic posture, trunk posture, lumbar posture, shoulder posture, arm posture, upper limb posture and lower limb posture. In addition, we searched for related articles from references cited in the articles identified from the original search.

We limited our search to English and French papers dating from 1980 to October 2009 and those reporting postural indices from clinical measurements. We excluded the following: 1) papers on clinical qualitative assessment of posture (including those with an ordinal scale); 2) papers on X-ray measurement or trunk movement only; 3) articles concerning postural sway or balance only; 4) papers reporting laboratory methods such as surface topography systems, computerized motion analysis systems and video methods utilising digitalisation as these were not tools that are readily available in a clinical setting.

Data collection and analysis

For the selection of the papers, each of the three databases was examined and duplicate records of the same paper were removed. Titles were first examined and irrelevant papers were removed at this stage. Following that, the abstracts were read to determine if the paper concerned study on psychometric properties of a clinical posture tool. Finally, the full text of relevant papers were retrieved and read and were kept if the study met the inclusion criteria. For the reliability, interpretation of the coefficients is as follows: values above 0.75 are considered as good reliability, those between 0.50 and

0.75 as moderate and those under 0.5 as poor [30]. The validity evidence for posture assessment methods is interpreted using the same threshold values as above.

RESULTS

We identified sixty-five (65) articles representing five principal methods used to assess body segment posture (photographs, goniometers, inclinometers, tape measurement and flexible rule) with posture indices (represented by angles or distances) that responded to our search criteria (Table 1). They documented posture measurement reliability and validity mostly in normal persons and a few in those with orthopaedic problems such as osteoporosis or pain. Quantitative clinical measurement of posture can be categorized into indirect methods by mean of angles or distances calculation obtained from photographs and direct methods by mean of different tools measuring posture indices directly on persons. In each section, data are reported for the reliability and the validity. The reliability of posture indices is reported using mainly intra-class coefficient correlation (ICCs) but the type of ICC is not always mentioned. Some authors have also reported the standard error of measurement (SEM) which is the error in terms of the unit of measurement. For the validity, Pearson product-moment correlation coefficients (r) were used in most studies whereas Spearman correlation coefficients (r_s) were used in one study [31].

Body angle or distance calculation from photographs

We found sixteen (16) articles reporting psychometric properties of angle and distance measurements based on photographs taken in the standing or sitting positions (Table 1 – A). All of these studies were done among healthy children, adolescents or adults. Several posture indices were assessed and represent the different body segments (head and neck, shoulder and scapula, thoracic and lumbar regions, pelvis and lower limbs). However, except for Raine's study [32], no study offers an evaluation of posture

including all body segments. The angle or distance measurements were obtained by printing a metric grid on an overhead transparency and then aligning this grid with vertical gridlines by using the plumb lines visible on the photographs [21] or by developing software programs and using digitizing process to obtain x and y coordinates of previously placed reflective markers on anatomical landmarks [32-39]. The intra-rater and inter-rater reliability was good for the majority of the posture indices (>0.75) (Table 1 – A). However, some authors have reported poor to moderate levels of intra and inter-rater reliability (ICCs: < 0.75) for posture indices such as sagittal head angle [32, 35, 40], shoulder protraction and scapula angle [33], frontal pelvis angle [33, 35], angles in cervical, thoracic and lumbar frontal and sagittal curves [41, 42] and for some distance measurements in frontal or sagittal plane [37, 43]. When using the ICC (2,1) type to generalize the results to the universe of occasions and raters, one can observe lower reliability coefficients [35, 40]. Dunk et al.[42] have questioned the validity of body angle calculation from photographs as a reliable tool to assess posture in a clinical setting. Their study on 14 healthy persons demonstrated that the six spinal angles taken from photographs in sagittal and frontal planes (cervical, thoracic and lumbar) had poor to moderate repeatability. In Dunk et al.'s study [42], angle measurements were calculated as deviations from the vertical reference line whereas relative measurements between body segments were used in other cited studies. In a subsequent study based on relative measurements between body segments, Dunk et al.[41] found a better level of reliability for the same spinal angles among 20 healthy adults.

The SEM or differences between measurements in degree or mm are reported in five papers. The SEM varied from 0.7° to 10° and from 1 to 23 mm [33, 35, 36, 39, 40]. Higher values were found in inter-rater design for scapula distance in standing position and for posture indices in slump sitting [36].

Only few authors have reported the concurrent validity of posture indices measured from photographs and it was with X-rays [31, 39, 44, 45] (Table 1). Johnson [44] did not find significant correlation between the craniovertebral angle and three of

the cervical angles taken on radiographs in the standing position. The other posture indices taken from photographs concurrently assessed with X-rays are the shoulder frontal plane tilt (shoulder balance) in the standing position [31] and the sagittal head angle, the cervical angle, the shoulder protraction/retraction angle, the thoracic angle and the arm angle in different sitting positions [39]. Except for the shoulder protraction/retraction angle in normal sitting ($r=0.48$), these indices had moderate to good level of correlation with X-rays (r : ranged from 0.66 to 0.97 and r_s from 0.60 to 0.76).

Direct body measurements by goniometry and inclinometers

Different types of goniometers used to quantify aspects of posture include the universal goniometer, electrogoniometer and inclinometer. We found 23 papers reporting psychometric properties of these methods. These instruments have been used to measure posture of the head (sagittal plane), pelvis and of cervical, thoracic and lumbar spine in sagittal and frontal planes in different groups of persons as well as measurements of lower limb alignment [46-50]. These methods were usually used to assess one or two posture indices in the studies. Peterson et al. [51] used the Sahrman technique to document shoulder protraction. This method consists of measuring the shoulder flexion angle between the person's upper arm and midline of the trunk (person against the wall) with a standard manual goniometer. Other types of goniometer such as modified gravity goniometer and parallelogram goniometer were also used for measuring lumbar spine and pelvic positions in the sagittal plane [52]. The intra and inter-rater reliability of these different types of goniometer was similar and was moderate to good (ICCs > 0.50) for most posture indices measured with these tools (Table 1 – B).

At the lower limb level, the reliability of goniometers was only assessed for genu recurvatum [49], rear foot angle (or tibiocalcaneal angle) [47, 48, 53] and arch angle indices [48]. Intra-rater reliability was good and inter-rater reliability was moderate to

good (ICCs: 0.50 to 0.95) for these indices. The SEM or difference between sessions is reported in eight studies and is $< 4^\circ$.

The validity of measurements taken with goniometers and inclinometers has been concurrently assessed with radiographs only for shoulder protraction, lumbar lordosis, sagittal pelvic tilt and frontal lower limb alignment [51-57] (Table 1 – B). The shoulder index measured by the Sarhmann technique was compared with measurement of horizontal distance between the C7 spinous process and the anterior tip of the left acromion on a standing left lateral cervical spine radiograph. It has moderate correlation ($r:-0.65$) in persons without forward shoulder protraction (FSP) but weak correlation in persons with FSP and when both groups were analyzed together ($r: -0.21$ and -0.33 respectively) meaning that this index is not valid to assess shoulder protraction. The validity of the different types of goniometers and inclinometers was also weak ($r: -0.13$ to 0.60) for measurements of lumbar lordosis and sagittal pelvic tilt indices [52, 54, 55]. For lower limb alignment assessment, correlation between goniometer measurements of Q angle and rearfoot alignment (tibio calcaneus angle) and radiographs were weak to moderate ($r=0.32$ and 0.74 respectively) [53, 56]. The frontal knee alignment measured with an inclinometer has good correlation with measurement of mechanical axis of the leg on radiographs ($r=0.83$) [57].

Direct body measurements by other methods

Other direct methods such as measuring the distance between bony landmarks with specific devices or tape measurement have been used to assess the resting position of the head, forward shoulder posture and pelvic positions in the sagittal plane, of the scapula position in the frontal plane, and lower limb alignment in frontal and sagittal planes [51, 58-60] (Table 1 – C).

Sagittal head posture was assessed by measuring the distance from the wall or from the plumb line and showed good intra and inter-rater reliability (ICCs > 0.80) [58,

61]. In Hickey et al.'s study [61], the distance measurement technique showed higher level of reliability than the cervical range of motion device (CROM) for measuring sagittal resting head posture (ICCs_{2,1} from 0.68 to 0.78). Garrett et al, [62], report higher intra and inter-rater level of reliability but they used less conservative ICCs (ICCs_{1,1}: 0.93 and 0.83, respectively). Peterson et al. [51] have developed specific devices to assess forward shoulder posture. These are: the Baylor square which is used to measure the distance from the C7 spinous process to the anterior tip of the acromion process and the modified double square which measures the distance from the wall to the anterior tip of the person's left acromion process. The same authors measured the scapula position by using a cloth tape. The intra-rater reliability for these three techniques was good (ICCs: 0.89 to 0.91). Levis and Valentine [63] have also assessed scapula position reliability and they report moderate to good level of reliability with both healthy persons and persons with shoulder symptoms (ICCs > 0.61).

One study reported reliability of trunk list [64]. These authors compared three methods for measuring trunk list from T12 to S1 among 7 to 27 adult persons with trunk list: a plumb line (N=27); a shadow projected from a vertical wire onto the skin of the back (N=12) and a more sophisticated system called 3Space Isotrak (N=7). The first two methods were measured with a tape measure and did not significantly differ from each other and the third one was obtained from a computer and differed significantly from the other two techniques. There were no significant differences for repeated measures by each observer or between two observers for trunk list measurements using the plumb line.

Gajdosik et al.[59] and Alviso et al. [65] measured the distance between the anterior or posterior iliac spines (previously marked) to the floor to assess standing pelvic tilt (SPT), anterior pelvic tilt angle (APT) and posterior pelvic tilt angle (PPT) in the sagittal plane with a tape measurement or a meter sticks mounted on a wooden base. Intra-rater [59] and inter-rater [65] reliability was good (r and ICCs > 0.75).

Several authors also used distance measurement to determine the reliability of the sagittal alignment of lower limb [58] and the magnitude of knee valgus/varus [48, 56] and foot pronation in standing (navicular height, navicular drop - distance of the marked navicular to the ground in millimeters) [49]. The knee valgus was determined by the distance measured from the plumb line to the medial malleolus and knee varus from the plumb line to the medial joint line of the knee [48]. The navicular drop was obtained by calculating the difference between one measure taken in sitting with the subtalar joint in the neutral position and the other taken in standing. Intra and inter-rater reliability were good for these indices (ICCs > 0.90) [48, 49]. Other measurements were also used to characterize the foot and the medial longitudinal arch (navicular height, height of the dorsum of the foot, angle of the first ray, etc.) by Williams and McClay [66]. In their study, the intra-rater reliability was good for all parameters (ICCs > .80) in the 10% and 90% conditions of weight bearing. The inter-rater reliability was better in the 10% weight bearing condition. The SEMs reported were between 2 and 5mm for lower limb indices and from 5 to 10mm for trunk list.

The validity of distance measurements is only reported for shoulder protraction [51], knee varus and valgus [56] and indices of the foot [66-69]. The Baylor square had better correlation with radiographic measurements of the distance between the C7 spinous process and the anterior tip of the left acromion than the modified double square ($r = 0.77$ vs 0.65). The correlation between distance measurement of knee varus/valgus with a plumb line and a calliper method was moderate to good ($r=0.71$ and 0.76 , respectively). Validity of foot position is also moderate to good with measurement taken on radiographs.

Another device called flexible curve (flexi-rule, flexible ruler or flexi-curve) has also been used to measure the posture of the pelvic and the sagittal spinal curves on normal persons and two studies were in persons with neck and back pain [70, 71]. This tool is designed to adapt to the contour of the back and used to measure cervical and

lumbar lordosis or thoracic kyphosis. It has good intra and inter-rater reliability [50, 71-75]. In general, thoracic kyphosis had a better level of reliability (ICCs: 0.89 to 0.97) than cervical and lumbar lordosis (ICCs: 0.60 to 0.97) in healthy persons. According to Hinman [72], this could be attributed to the difficulty in adapting the flexible curve to the smaller concave curvature of the lumbar spine and from some person's clothing. The level of reliability was lower when measurements were taken among persons with neck and back pain (ICCs: 0.23 and 0.18 for cervical lordosis and 0.35 to 0.62 for lumbar lordosis) [70, 71]. The spinal pantograph which draws the shape of the back, was also used to measure kyphosis and lordosis [76]. Willner [76] has investigated the reproducibility of the standing posture on thirty patients with this instrument, three to five times at intervals varying from one day to one month. The accuracy did not differ in thoracic and lumbar curve measurements. Measurement errors of flexible curves are only reported in two studies and are 3.2° for thoracic kyphosis [77] and the mean absolute difference for cervical lordosis was 26.4° [78].

The concurrent validity with radiograph measurements of lumbar lordosis using flexible curve was good [79].

DISCUSSION

The purposes of this article were to report various methods used in a clinical setting for quantifying body segment posture and to identify psychometric properties of posture indices that may be used for clinical assessment of posture to characterize and monitor posture over time.

Several authors have pointed out the need to have quantitative indices of posture [7, 11, 26, 27]. These posture indices may serve as an integral part of a clinical evaluation to facilitate the analysis and diagnosis of the underlying mechanical causes of postural abnormalities. We presently do have sophisticated 3D posture analysis systems such as Optotrak, Vicon, Motion Analysis and surface topography systems to assess

posture in a quantitative fashion. However, these systems are not accessible for most clinicians treating persons with musculoskeletal or neurologic disorders.

Several attempts to quantify clinical posture indices among healthy persons such as calculation of body angles from photographs, the use of goniometry, measurements of the distance between two points, flexible curve and of other methods like spinal pantograph, the Baylor square or double square are reported in this paper. Most of the studies showed good intra and inter-rater reliability for measurements taken from photographs or directly on the persons. Nevertheless, the validity of these measurements was not always assessed. Several of the clinical tools were verified using radiographs, although the validity was usually weak. Correlation between internal spinal curve and external posture asymmetry has been questioned by Goldberg et al.[1]. More sophisticated 3D posture analysis systems such as Motion Analysis, Optotrak, Vicon or surface topography systems may be more appropriate to validate these clinical measures. To our knowledge, the only clinical postural tool that has been through a complete validation process with a 3D posture analysis system is the Foot Posture Index (FPI) [22]. This five level scale (Likert) is useful but it does not provide enough sensitivity to measure small changes over time. The objective of the FPI is to help the clinician in the diagnosis of foot pathologies (normal, pronated or supinated foot).

Reproducibility and sensitivity to change are other important characteristics of a measurement tool. Factors affecting reliability of postural measures need to be identified. These may be related to 1) the person's physiological factors such as balance or sway problem during stance; 2) measurement technique (misplacement of the tool) and ability to identify the bony landmarks, 3) the device itself and 4) the number of investigators [44, 80, 81]. According to Mayer et al. [81] the most important factor affecting reliability is the test administrator training followed by the human/device interface error, the magnitude of the movement evaluated, the device error and human performance variability (balance problem, age, gender, motivation). These authors showed that these errors decreased substantially with training.

Standardization of the position and information given to the person are also helpful to improve reliability [60, 81]. According to Zabjek et al.[27], the effect of data collection duration on the measurement of body segments position is another important aspect of the reliability. There was an increased root mean square (RMS) due to postural sway with an increased sample time in persons with idiopathic scoliosis. Thus a short acquisition time is necessary to minimize between segment artefacts caused by body sway. Another factor affecting reliability was the way that posture body angles were calculated. Reliability of posture body angles was higher in studies using biologically relevant measurements (relative measurements between body segments) [21,32,34] than the one of Dunk et al.[42] that used an external vertical line reference for posture angle calculation. The difference in the two measurement techniques may be due to body sway in the sagittal and frontal plane. Possibly, a change in ankle joint angle due to body sway may modify spine position [4, 82].

The most promising technique to assess posture in a global fashion may be the calculation of body angles on photographs in the sagittal (two sides) and frontal planes (anterior and posterior view). Photograph acquisition is fast, easy to do, and is accessible for the majority of physiotherapists working in clinical settings. The clinical measurement would be quick which is important, in particular, for those patients with pain or balance problems.

Current tools or methods presented in this paper to assess posture from photographs do not include posture indices representing all body segments. According to the definition of posture [2, 6, 19], a posture assessment tool should contain posture indices representing all body segments. It must be also useful to characterize a specific pathology. Tyson and Desouza [19] have conducted a study among physiotherapists working with persons with stroke and they established that the following must be included in a posture assessment tool: position of the head and neck (flexion/extension, side flexion); position or alignment of the trunk; position or alignment of the pelvis and hip (anterior/posterior tilt, lateral tilt); position of hips, knees and feet; position and

alignment of the scapula and position of the upper limb. To construct a useful global quantitative clinical posture assessment tool, these criteria and other posture indices such as trunk list [64, 83-85], measurement of sagittal spinal curves [20, 45, 52, 72] and head rotation [86] should also be added as these indices are important in patients with idiopathic scoliosis, neck and low back pain or other pathologies such as ankylosis spondylitis. Moreover, to our knowledge, the reliability and validity of posture indices calculated from photographs have not yet been demonstrated for all body segments and on persons with musculoskeletal pathologies or balance disorders.

Taking measurements of all body angles directly on the person is a lengthy process and may be difficult for both the therapist and the patient. Moreover, the person may tend to move during a lengthy evaluation which may affect the reliability of the measurements. Direct measurements can be appropriated for the assessment of one body segment. However, the sensitivity to change is questionable because the errors of measurement reported for goniometers and inclinometers vary from 1.5° to 9.5° according to the type of the device, the person's impairment or the test administrator training [81, 87].

In our literature review, few authors reported SEM and no study was conducted to assess sensitivity of indirect or direct measurements of posture indices to detect changes in time. The SEM is useful for clinicians, more so than the reliability coefficient, since it denotes the smallest detectable difference from one occasion or one rater to the other [88, 89]. Moreover, sample size, design of the reliability studies and position for the acquisition are important factors to take into account. According to Eliasziw et al. [89], to obtain a reliability coefficient of 0.9 with 80% power for a 5% significance level, a minimum of 35 participants is recommended in a two repeated measurement design. Forty-one out of 65 papers analysed in our manuscript reported psychometric properties of posture indices with sample sizes lower than 35 persons.

Results of these studies must thus be interpreted with caution. The same is true for studies using ICC_{3,1} or ICC_{2,1} or when the type of ICC is not clearly mentioned. The type of ICC provides information about the possibility to generalize the results to the “universe” of occasions and/or raters [89,90]. Only ICC_{2,1} can be generalized to the “universe” of occasions and raters [90]. Finally, while natural standing posture seems to be the most chosen position for data acquisition, there was no consensus about standardization of the position for posture assessment in the studied papers. Since standardization contributes to reliability [60, 81], we believe that this should be considered in future studies or in clinical practice.

As already mentioned by Sahrman [5, 91] and Souchard [92], posture evaluation must be understood in a global fashion and should be specific for each person. Body angle calculations depict a static position of a body segment and can only be used as a reference to monitor change in posture over time. It does not directly indicate the cause of the posture asymmetry. A professional who is trained in evaluation of musculoskeletal system function (such as a physiotherapist) must identify whether muscles, balance impairment or structural deformities are responsible for the observed asymmetries and if these observations are causes or consequences of the pathology (e.g. scoliosis, pain, spasticity) [5, 14,17, 60].

CONCLUSION

A posture assessment tool must contain posture indices that are useful to characterize the specific pathology, easy and fast to measure, reproducible and sensitive to short-term clinically important change, inexpensive and accessible for use in clinical settings. Current posture assessment tools based on measurements taken directly on the person do not meet the necessary criteria to assess posture for all body segments. Measurement of body angles taken from photographs may be the most comprehensive

and rapid way to assess posture. Based on our literature review and analysis, posture can be measured quantitatively in a clinical setting – i.e. there exist several reliable and valid tools for specific body segments. However, there is a need to develop a global clinical posture tool that includes all pertinent body segments especially in children and adults with cerebral palsy, hemiplegia, idiopathic scoliosis or back pain who often demonstrate posture compensations in the whole body. This tool will require a rigorous validation process before its utilisation.

References

1. Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* 2001; 26: E55-E63.
2. Kendall Peterson F, McCreary Kendall E, Provance Geise P, McIntyre Rodgers, Romani WA, *Muscles: Testing and Function, with posture and pain*. 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD; 2005.
3. Moreno MA, Catai AM, Teodori RM, Borges BLA, Cesar MC, da Silva E. Effect of a muscle stretching program using the Global Postural Re-education method on respiratory muscle strength and thoracoabdominal mobility of sedentary young males. *J Bras Pneumol* 2007; 33:679-686.
4. Nault M-L, Allard P, Hinse S, Leblanc R, Caron O, Labelle H, Sadeghi H. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2002; 27:1911-1917.
5. Sahrman SA. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. Mosby Inc, St.Louis, MO; 2001.
6. Raine S, Twomey L. Attributes and qualities of human posture and their relationship to dysfunction or musculoskeletal pain. *Crit Rev Phys and Rehabil Med* 1994; 6:409-437.
7. Newton RU, Neal RJ. Three-dimensional quantification of human standing posture. *Gait Posture* 1994; 2:205-212.
8. Danielsson AJ, Wiklund I, Pehrsson K, Nachemson AL. Health-related quality of life in patients with adolescent idiopathic scoliosis: a matched follow-up at least 20 years after treatment with brace or surgery. *Eur Spine J* 2001; 10: 278-88.
9. Fallström K, Cochran T, Nachemson A. Long-term effects on personality development in patients adolescent idiopathic scoliosis: influence of type of treatment. *Spine* 1986;11: 756-758.

10. Burt S, Punnett L. Evaluation of interrater reliability for posture in a field study. *Appl Ergon* 1999; 30:121-135.
11. Tyson S. A systematic review of methods to measure posture. *Phys Ther Rev* 2003; 8: 45-50.
12. Smania N, Picelli A, Romano M, Negrini S. Neurophysiological basis of rehabilitation of adolescent idiopathic scoliosis. *Disabil and Rehabil* 2008; 30:763-771.
13. Bryan JM, Mosner E SR, Stull MA. Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990; 2:24-29.
14. Carr EK, Kenney FD, Wilson-Barrett J, Newham DJ. Inter-rater reliability of postural observation after stroke. *Clin Rehabil* 1999;13:229-242.
15. Souchard PE, Ollier M. *Les scolioses*. Éditions Masson, Paris; 2002.
16. Tunnell PW. Postural evaluation of the muscular system through visual inspection. *J Bodyw Mov Ther* 1996; October: 21-27.
17. Tyson SF, DeSouza LH. A clinical model for the assessment of posture and balance in people with stroke. *Disabil Rehabil* 2003; 25:120-126.
18. Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine* 2003; 28:1857-1859.
19. Jonsdottir J, Fettes L, Kluzik J (1997). Effects of physical therapy on postural control in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 9: 68-75.
20. Raso VJ, Lou E, Hill D, Mahood JK, Moreau M, Durdle NG (1998). Trunk distortion in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 18(2): 222-226.
21. Watson AWS et Mac Donncha C (2000). A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness* 40: 260-270.
22. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech* 2006; 21:89-98.

23. Bago J, Climent JM, Pineda S, Gilperez C (2007). Further evaluation of the walter reed visual assessment scale: Correlation with curve pattern and radiological deformity. *Bio Med Central* 2(12): 1-7.
24. Donaldson S, Hedden D, Stephens D, Alman B, Howard A, Narayanan U, Wright JG (2007). Surgeon reliability in rating physical deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 32(3): 363-367.
25. Leblanc R, Labelle H, Forest F, Poitras B. Morphologic discrimination among healthy subjects and patients with progressive and nonprogressive adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1998; 23:1109-1116.
26. Pazos V, Cheriet F, Song L, Labelle H, Dansereau J. Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Med Biol Eng Comput* 2005; 43:11-15.
27. Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Rivard CH, Prince F. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clin Biomech* 2005; 20:483-490.
28. Hawes MC. The use of exercises in the treatment of scoliosis: an evidence-based critical review of the literature. *Pediatric Rehabil* 2003; 6:171-182.
29. Negrini S, Antonini G, Carabalona R, Minozzi S. Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic Review. *Pediatric Rehabil* 2003; 6:227-235.
30. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research; Applications to Practice*. 2nd edition, Julie Alexander, Upper Saddle River; 2000.
31. Akel I, Pekmezci M, Hayran M, Genc Y, Kocak O, Derman O, Erdogan I, Yazici M. Evaluation of shoulder balance in the normal adolescent population and its correlation with radiological parameters. *Eur Spine J* 2008; 17:348-354.
32. Raine SA. Variations of a series of physical characteristics related to the comfortable erect standing posture and how these are affected by age, gender, back pain and physical activity (dissertation). Curtin University of Technology; 1995. Perth; Western Australia.

33. Canhadas Belli JF, Chaves TC, de Oliveira AS, Grossi DB. Analysis of body posture in children with mild to moderate asthma. *Eur J pediatr* 2009;168:1207-1216.
34. McEvoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet Disord* 2005; 6:35.
35. Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, Harrison DE, Perron DL, Ferrantelli JR, Janik TJ. Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 2007; 15:15.
36. Perry M, Smith A, Straker L, Coleman J, O'sullivan P. Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Adv Physiother* 2008;10:66-75.
37. Pownall PJ, Moran RW, Stewart AM. Consistency of standing and seated posture of asymptomatic male adults over a one-week interval: A digital camera analysis of multiple landmarks. *Int J Osteopath Med* 2008;11:43-51.
38. Refshauge K, Goodsell M, Lee M. Consistency of cervical and cervico thoracic posture in standing. *Aust J Physiother* 1994; 40:235-240.
39. van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Grimmer-Somers K, Schreve K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: A reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord* 2008; 9:113.
40. Braun BL, Amundson LR. Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 70:322-329.
41. Dunk NM, Lalonde J, Callaghan JP. Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool : Reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. *J Manipulative Physiol Ther* 2005; 28:386-392.
42. Dunk NM, Chung YY, Sullivan Compton S, Callaghan JP. The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *J Manipulative Physiol Ther* 2004; 27:91-96.
43. Zonnenberg AJJ, Van Maanen CJ, Elvers JWH, Oostendorp RAB. Intra\interrater reliability of measurements on body posture photographs. *Cranio*1996;14:326-331.

44. Johnson G. The correlation between surface measurement of head and neck posture and the anatomic position of the upper cervical vertebrae (diagnostics). *Spine* 1998; 23:921-927.
45. Raine S, Twomey LT. Validation of a non-invasive method of measuring the surface curvature of the erect spine. *J Man Manip Ther* 1994; 2:11-21.
46. Bullock-Saxton J. Postural alignment in standing: a repeatability study. *Aust J Physiother* 1993; 39:25-29.
47. Haight HJ, Dahm DL, Smith J, Krause DA. Measuring standing hindfoot alignment: reliability of goniometric and visual measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:571-575.
48. Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 25:253-263.
49. Trimble MH, Bishop MD, Buckley BD. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clin Biomech* 2002; 17:286-290.
50. Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Phys Ther* 1996; 76:1066-1081.
51. Peterson DE, Blankenship KR, Robb JB, Walker MJ, Bryan JM, Stetts DM, et al. Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 25:34-42.
52. Burdett RG, Brown KE, Fall MP. Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions. *Phys Ther* 1986; 66:677-684.
53. Robinson I, Dyson R, Halson-Brown S. Reliability of clinical and radiographic measurement of rearfoot alignment in a patient population. *The Foot* 2001;11:2-9.
54. Bierma-Zeinstra SMA, van Gool JCM, Bernsen RMD, Njoo KH. Measuring the sacral inclination angle in clinical practice: Is there an alternative to radiographs? *J Manipulative Physiol Ther* 2001; 24:505-508.

55. Gilliam J, Brunt D, MacMillan M, Kinard RE, Montgomery WJ. Relationship of the pelvic angle to the sacral angle: Measurement of clinical reliability and validity. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994; 20:193-199.
56. Hinman RS, May RL, Crossley KM. Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis Rheum* 2006; 55:306-313.
57. Vanwanseele B, Parker D, Coolican M. Frontal knee alignment. Three-dimensional marker positions and clinical assessment. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467:504-509.
58. Arnold CM, Beatty B, Harrison EL, Olszynski W. The reliability of five clinical postural alignment measures for women with osteoporosis. *Physiother Can* 2000; Fall:286-294.
59. Gajdosik RL, Simpson R, Smith R, Dontigny RL. Pelvic tilt. Intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Phys Ther* 1985; 65:169-174.
60. Taylor BA, Ellis E, Haran D. The reliability of measurement of postural alignment to assess muscle tone change. *Physiotherapy* 1995; 485-490.
61. Hickey ER, Rondeau MJ, Corrente JR, Abysalh J, Seymour CJ. Reliability of the cervical range of motion (CROM) device and plumb-line techniques in measuring resting head posture (RHP). *J Man Manip Ther* 2000; 8:10-17.
62. Garrett TR, Youdas JW, Madson TJ. Reliability of measuring forward head posture in a clinical setting. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 7:155-160.
63. Lewis JS, Valentine RE. Intraobserver reliability of angular and linear measurements of scapular position in subjects with and without symptoms. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89:1795-1802.
64. Mc Lean IP, Gilian MGC, Ross JC. A comparison of methods for measuring trunk list. A simple plumbline is the best. *Spine* 1996; 21:1667-1670.
65. Alviso DJ, Dong GT, Lentell GL. Intertester reliability for measuring pelvic tilt in standing. *Phys Ther* 1988; 68:1347-1351.

66. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and Validity. *Phys Ther* 2000; 80:864-871.
67. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35:479-486.
68. Saltzman CL, Nawoczenski DA, Talbot KD. Measurement of the medial longitudinal arch. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76:45-49.
69. Thomson CE. An investigation into the reliability of the valgus index and its validity as a clinical measurement. *The Foot* 1994; 4:191-197.
70. Harrison DE, Haas JW, Cailliet R, Harrison DD, Holland B, Janik TJ. Concurrent validity of flexicurve instrument measurements: Sagittal skin contour of the cervical spine compared with lateral cervical radiographic measurements. *J Manipulative Physiol Ther* 2005a; 28:597-603.
71. Lovell FW, Rothstein JM, Personius WJ. Reliability of clinical measurements of lumbar lordosis taken with a flexible rule. *Phys Ther* 1989; 69:96-103.
72. Hinman MR. Interrater reliability of flexicurve postural measures among novice users. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 2003-2004;17:33-36.
73. Lundon K, Li A, Bibershtein S. Interrater and intrarater reliability in the measurement of kyphosis in postmenopausal women with osteoporosis. *Spine* 1998; 23:1978-1985.
74. Rheault W, Ferris S, Foley JA. Intertester reliability of the flexible ruler for the cervical spine. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;10:254-256.
75. Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Phys Ther* 1987; 67:512-516.
76. Wilner S. Spinal pantograph - A non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine. *Acta Orthop Scand* 1981; 52:525-529.
77. Vaughn DW, Brown EW. The influence of an in-home based therapeutic exercise program on thoracic kyphosis angles. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 2007; 20:155-165.

78. Harrison DE, Haas JW, Harrison DD, Holland B, Janik T. Sagittal skin contour of the cervical spine: Interexaminer and intraexaminer reliability of the flexicurve instrument. *J Manipulative Physiol Ther* 2005b; 28:516-519.
79. Hart DL, Rose SJ. Reliability of a non-invasive method for measuring the lumbar curve. *J Orthop Sports Phys Ther* 1986; 8:180-184.
80. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical Measurement of Range of Motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther* 1987; 67:1867-1872.
81. Mayer TG, Kondraske G, Brady Beals S, Gatchel RJ. Spinal range of motion. Accuracy and sources of error with inclinometer measurement. *Spine* 1997; 22:1976-1984.
82. Lefrançois L. Répercussion de la position neutre de l'articulation sous-astragalienne sur le rachis. *Bulletin Rééducation Posturale Globale* 1997; 59:8-11.
83. Guillaumat M, Lebard JP, Khouri N, Tassin JL. Scoliose idiopathique en période de croissance. *Éditions techniques- Encycl Méd Chir (Paris-France), Appareil locomoteur* 1991;15874 A10:18p.
84. Negrini S, Negrini A, Atanasio S, Carabalona R, Grosso C, Santambrogio GC, Sibilla P. Postural variability of clinical parameters evaluated in orthostatic position in idiopathic scoliosis. *Eur Med Phys* 2001; 37:135-142.
85. Peterson L-E, Nachemson AL. Prediction of progression of the curve in girls who have adolescent idiopathic scoliosis of moderate severity. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77-A:823-827.
86. Viitanen JV, Kokko M-L, Heikkilä S, Kautiainen H. Neck mobility assessment in ankylosing spondylitis: a clinical study of nine measurements including new tape methods for cervical rotation and lateral flexion. *Br J Rheumatol* 1998; 37:377-381.
87. Wescott SL, Lowes LP, Richardson PK. Evaluation of postural stability in children: Current theories and assessment tools. *Phys Ther* 1997; 77:629-645.

88. Roebroeck ME, Haraar J, Lankhorst GJ. The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Phys Ther* 1993; 73:386-395.
89. Eliasiv M, Young SL, Woodbury MG, Friday-Field K. Statistical methodology for the concurrent assessment of intrarater and interrater reliability: Using goniometric measurements as an example. *Phys Ther* 1994; 74(8): 777-788.
90. Shrout PE and Fleiss JL. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979; 86: 420-428.
91. Sahrman SA. Does postural assessment contribute to patient care? *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32:376-379.
92. Souchard PE. *Le champ clos*. Maloine, Paris;1981.

Table 1. Psychometric properties of postural indices based on clinical instruments.

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>A) Body angle calculation from photographs</i>			
Akeli et al. (2008)	Healthy adolescents (91, 10-18)	1 body angle in posterior view (Shoulder balance)	V: with measures on X-rays : r (Spearman's test): coracoid height difference: .76; clavicular angle: .74; clavicle rib-cage intersection difference: .73; T1-tilt: .28; clavicular tilt angle difference: .60
Braun and Amundson (1989)	Healthy adults (20, 22-45)	2 body angles in sagittal plane (P) (Head and shoulder positions in sitting)	R: intra-session: ICCs _{2,1} : .39, .85 Mean difference between measurement (absolute value): 5.1°, 9.4° R: inter-session: ICCs _{2,1} : .56, .87 Mean difference between measurement (absolute value): 3.9°, 8.9°
Canhadas Bali et al. (2009)	Healthy children (5, 11 ±1.4)	5 angles on the face (external orbicularis, commissural labiorum, acromioclavicular joint, sternoclavicular joint, ear lobe) 4 angles in anterior view (anterosuperior iliac spines – AS, right and left knee angles – rKA and IKA, forward inclination of fibula – FIF) 7 angles in posterior view	R: intra-rater: ICCs*: Face: >.75 Anterior view: < .40 for AS, <.75 for FIF and .82 to .87 for rKA and IKA Posterior view: .43 to .67 for IS, Pl and PS and .80 to .96 for OC, PL, rFI and IFI Sagittal view: < .40 for KF

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>A) Body angle calculation from photographs</i>			
Canhadas Bali et al. (2009)	Healthy children (5, 11 ±1.4)	(inferior angle of scapula – IS, olecranon central region – OC, posterosuperior iliac spines – PS, posteroinferior iliac spines – PI, popliteal lines – PL, right and left foot inclination – rFI and lFI) 6 angles in sagittal view (forward head posture – FHP, cervical lordosis – CL, thoracic kyphosis – TK, lumbar lordosis – LL, knee flexor –KF, tibiotarsal angle – TTA) 2 sagittal plane angles – respiration (Maximum inspiration – SAMI, maximum expiration – SAME)	and > .75 for FHP, CL, TK, LL and TTA. Respiration: > .91 for SAMI and SAME.
Dunk et al. (2005)	Healthy adults (20, 21-24)	6 body angles in lateral and posterior view (Cervical, thoracic and lumbar)	R: inter-trial and inter- session: ICCs _{2,1} : Sagittal: .64 to .84 ; Posterior: < .61
Dunk et al (2004)	Healthy adults (14, 21-23)	6 body angles in lateral, anterior and posterior view (Cervical, thoracic and lumbar)	R: inter-trial and inter-session: ICCs _{2,1} : < .70
Johnson (1998)	Healthy women (R:10, V:34, 17-31)	2 body angles (Cervical and craniovertebral)	R: intra-rater: ICCs*: .96-.99 R: test-retest: ICC*: .88 V: (with X-ray) : no consistent significant correlation
McEvoy and Grimmer (2005)	Healthy boys/girls (38, 5-12)	5 body angles (Head, neck, trunk, lower limbs)	R: intra-rater: ICCs _{1,3} : .93 to .99

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>A) Body angle calculation from photographs</i>			
Normand et al. (2007)	Healthy adults (40, 24.4 ± 1.9)	9 measurements of rotation 9 measurements of translation (Head, thorax and pelvis)	R: Head: intra-rater: ICC _{2,1} : 0.67 to 0.77; ICC _{3,1} : 0.85 to 0.94 Inter-rater: ICC _{2,1} : 0.54 to 0.69; ICC _{3,1} : 0.89 to 0.95 Thorax: intra-rater: ICC _{2,1} : 0.68 to 0.84; ICC _{3,1} : 0.91 to 0.93 Inter-rater: ICC _{2,1} : 0.54 to 0.72; ICC _{3,1} : 0.89 to 0.94 Pelvis: intra-rater: ICC _{2,1} : 0.64 to 0.88; ICC _{3,1} : 0.92 to 0.97 Inter-rater: ICC _{2,1} : 0.51 to 0.80; ICC _{3,1} : 0.88 to 0.96 SEM _{2,1} : 0.7° to 2.7° and 2.6 to 5.9 mm.
Perry et al. (2008)	Healthy adolescents (22, 13-17)	12 angles and distances in sagittal view in standing and in relaxed and slump sitting (head flexion, neck flexion, pelvic tilt, craniocervical angle, cervicothoracic angle, trunk angle, lumbar angle, sway angle, head displacement, scapula displacement, scapula elevation, slump distance)	R: intra-rater: ICCs* and SEM Standing: .87 to 1.0; SEM: 0.2 to 3.3° and 1.1 to 2.7mm. Relaxed sitting: .76 to 1.0; SEM: 0.3 to 4.2° and 1.3 to 3.5mm Slump sitting: .98 to 1.0; SEM: 0.3 to 2.4° and 0.8 to 2.7mm

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>A) Body angle calculation from photographs</i>			
Perry et al. (2008)	Healthy adolescents (22, 13-17)		Inter-rater: ICCs* and SEM Standing: .26 to .70; SEM: 2.6 to 8.7° and 9.4 to 22.6mm Relaxed sitting: .24 to .72; SEM: 3.2 to 9.7° and 10.0 to 19.0mm Slump sitting: .19 to .54; SEM: 4.7 to 10.3° and 11.2 to 20.0mm
Pownall et al. (2008)	Healthy males (11, 29.6 ±10.4)	6 distances in anterior view in standing (Ankle, knee and elbow widths, right and left acromioclavicular joints, ear right) The same 6 distances in posterior view in standing 8 distances or angles in sagittal view (Forward head, head angle, C7-T4, T4-T8, T8-T12, T12-L5, ankle-fib angle) 8 distances or angles in sagittal sitting (Forward head, head angle, C7-T4, T4-T8, T8-T12, T12-L5, hip-trunk angle, greater trochanter angle)	R: intra-rater: ICCs _{3,4} (95% lower and upper CI) Anterior and posterior view in standing: > .76 (.34 to .98) Sagittal view in standing: .35 to .72 (-.80 to .91) for all distances, and .89 and .92 for head and ankle-fib angles (.70 to .98). Sagittal view in sitting: .50 to .70 for all distances and hip-trunk angle (-.40 to .91), and .92 and .93 for head and greater trochanter angles (.77 to .98).

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>A) Body angle calculation from photographs</i>			
Raine S. (1995)	Healthy adults (23, 18-47)	5 body angles of head and shoulder and 9 body angles of lower limbs *(Coronal Head Tilt (CHT); Coronal Shoulder Tilt (CST); Sagittal Head Tilt (SHT); Sagittal C7-Tragus Angle (SC7-Tragus A); Sagittal Shoulder-C7 Angle (SS-C7A); Pelvic obliquity; Q Angle; Coronal Knee Angle; Pelvic Tilt; Sagittal Thigh Angle, Sagittal Thigh-Leg Angle and Sagittal Leg Angle)	R: Intra-rater : Head and shoulder : ICCs* : .71 to .91 R: Intra-rater: Lower limbs: ICCs*: .85 to .98
Raine and Twomey (1994)	Subjects with Scoliosis (15, mean 17 y.)	Upper and lower thoracic region Upper and lower lumbar region	V: r: .48 to .84 for P vs X-ray (vertebral bodies) V: r: .37 to .75 for P vs X-ray (spinous processes)
Refshauge et al. (1994)	Healthy adults (17, 23-62)	3 cervical angles, (Cervical inclinasion, cervical angle, cervicothoracic angle)	R: Intra-session: ICCs _{2,1} : .85 to .98 R :inter-session : ICCs _{2,1} : .63 to .98
Van Niekerk et al. (2008)	Healthy adolescents (39, 15-16)	5 body angles in upright, normal and slump sitting (Sagittal head angle, cervical angle, protraction/retraction of the shoulder, arm angle, thoracic angle)	R [†] : intra-rater: ICCs _{2,1} (95% CI): .78 to .99 (.56 to .99); SEM: 3.3 to 11.1° V [†] : with X-rays (LODOX system,): r: .48 to .97 with lower correlation for shoulder and arm angles †: n=13 for each sitting position

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>A) Body angle calculation from photographs</i>			
Watson and MacDonncha (2000)	Healthy boys (30, 15-17)	Quantitative posture scales of six posture indices, (Cervical flexion, head protraction, shoulder level, scoliosis angle, achilles angle and calcaneus angle)	R: Quantitative: limits of agreement 95% CI's: Inter-rater: in order: 2.06°, 3.64°, 0.50mm, 1.40°, 0.98° and 2.5°
Zonnenberg et al. (1996)	Not mentioned (18, NP)	20 distances in anterior and posterior view (Head, shoulder, pelvis positions from plumb-line (x) and from the groundplate (y))	R: intra-rater: ICCs*: .70 to 1.00; r : > .75, p=0.001 Inter-rater: ICCs*: .66 to 1.00; r : > .73, p=0.001
<i>B) Direct body measurements on subjects by goniometry and inclinometers</i>			
Bierma-Zeinstra et al. (2001)	Adults with low back pain (41, 18-65)	Sacral inclination angle with inclinometer	V: (with X-ray): r = 0.28 (p=0.078) Measurement error: 8.26°
Bullock-Saxton (1993)	Healthy adults (25, 18-28) Pregnant women (34, 15-35) Women with low Back pain (30, 17-34)	Clinometer and electrogoniometer (Thoracic kyphosis, lumbar lordosis and sagittal pelvic tilt)	R: ANOVA: no significant intra-day difference Root mean square error: lordosis: 1.05 to 1.15° kyphosis: 0.94 to 2.09°, pelvic tilt: 0.49 to 0.68°

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>B) Direct body measurements on subjects by goniometry and inclinometers</i>			
Burdett et al. (1986)	Healthy adults (23, 20-40)	Goniometers and tape measurement Two body angles (lumbar curve, pelvic tilt)	R: inter-rater: r :.64 to .93; ICCs*: .60 to .92 V: (with X-rays): r: -.13 to.03; V: ICCs: -.55 to -.62
Cornwall and McPoil (2004)	Healthy adults (82, 18-54)	Goniometer (rearfoot angle)	R: inter-trial: ICCs _{2,k} : .95
Cheung Lau et al. (2009)	Healthy adults (27, 19-53) Adults with neck pain (26, 20-55)	Electronic Head Posture Instrument (EHPI) (Craniovertebral angle or head protraction)	R: intra-rater: Healthy : ICCs _{1,1} : (95% CI) 0.87 (0.74-0.94); 0.86 (0.72-0.93) Neck pain : ICCs _{1,1} : 0.87 (0.73-0.94); 0.91 (0.83-0.96) Inter-rater : Healthy : ICCs _{2,1} : 0.85 (0.71-0.93); 0.88 (0.76-0.95) Neck pain : ICCs _{2,1} : 0.86 (0.71-0.94); 0.91 (0.83-0.96) V: with index table: paired t-test: p=1.000; and r=1.000, p=0.000
Eng et al (2003)	Healthy adults (31, 21-58)	Goniometer. One body angle (head in sagittal plane)	R: intra-rater: ICCs*: .91, .94 R: inter-rater: ICC*: .95
Garrett et al. (1993)	Adults with orthopaedic disorders (40, 24-77)	Cervical Range of Motion (CROM) instrument (Forward head)	R: intra-rater: ICC _{1,1} : 0.93 Inter-rater: ICC _{1,1} : 0.83
Gilliam et al. (1994)	Healthy adults (23, 20-44)	Inclinometer, callipers type (Sagittal pelvic angle)	R : intra-rater : ICCs : 0.93 to 0.96 Inter-rater : ICCs : 0.95 V : (with X-ray): Corrected r : 0.51 and 0.60

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>B) Direct body measurements on subjects by goniometry and inclinometers</i>			
Haight et al. (2005)	Healthy adults (18, 22-41)	Goniometer and visual measurement (Tibiocalcaneal angle)	R: intra-rater: ICCs _{1,1} : visual: .88 to .94; Gonio: .80 to .93 R: inter-rater: ICCs _{2,1} : visual: .56 to .65; Gonio: .50 to .75
Hinman et al. (2006)	Adults with osteoarthritis (40, >50)	Inclinometer (n=40) (tibia alignment) Goniometer (n=26) (Q angle)	V: with mechanical axis on X-rays: Inclinometer: r: .80 (p<0.001) Goniometer: r: .32 (p=0.12)
Johnson and Gross (1997)	Healthy naval midshipmen (63, 18-30)	2 lower extremity measures with goniometer (rear foot angle - RFA, arch angle- AA)	R: intra-rater: ICCs _{2,1} : .88 for RFA and .90 for AA Intra-rater absolute difference: 1.2° ± 0.9° for RFA and 3.1 ± 2.1° for AA R: inter-rater: ICCs _{2,1} : .86 for RFA and .81 for AA Inter-rater absolute difference: 1.5° ± 1.3° for RFA and 4.6 ± 3.7° for AA
Lewis and Valentine (2008)	Healthy adults (45, 23-56)	Gravity-dependent inclinometer (Static angular measurements of scapula)	R: Healthy: intra-rater: ICCs _{2,1} (95% CI) for the first trial: .84 to .95 (.72-.99) ICCs _{2,3} for the mean of 3 trials: .92 to .98 (.83-.99) SEM: 0.9° to 1.2°

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>B) Direct body measurements on subjects by goniometry and inclinometers</i>			
Lewis and Valentine (2008)	Adults with shoulder symptoms (45, 19-84)	Gravity-dependent inclinometer (Static angular measurements of scapula)	R: With symptoms: intra-rater: ICCs _{2,1} for the first trial: .92 to .95 (.86-.99) ICCs _{2,3} for the mean of 3 trials: .96 to .98 (.83-.99) SEM: 0.7° to 1.0°
Nilsson and Söderlund (2005)	Adults with whiplash (27, 20-54) Healthy adults (40, 20-52)	Universal goniometer (Sagittal head posture)	R: inter-rater: ICCs*: 0.95 Absolute error: 1.8°
Norton et al. (2002)	Healthy adults (30, 23-31)	Inclinometer (tangent method – TM) and Metrocom (tangent and trigonometric (Tr) methods) (Lumbar lordosis)	R: intra-rater: ICCs _{3,3} Metrocom: .92 and .90 for TM and TrM Inclinometer: ICCs _{3,1} : .92 for TM
Piva et al. (2003)	Adults with low back pain (40, 18-65)	Inclinometer mounted on a crest level tester (Pelvic frontal tilt in standing and in sitting)	R: inter-rater: ICCs _{1,1} (95% CI) and SEM: Standing: .80 (.69 to .88) and 0.91° Sitting: .73 (.59 to .83) and 0.86°
Peterson et al. (1997)	Healthy adults (49, 20-48)	Goniometer, (Forward shoulder posture – FSP)	R: intra-rater ICCs _{2,1} : .89 V: (with X-rays): All subjects: r: -.33 Subjects with FSP: r: -.021 Subjects without FSP: r: -.65

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>B) Direct body measurements on subjects by goniometry and inclinometers</i>			
Prushansky et al. (2008)	Healthy adults (15 women, 15 men, 23-30)	Digital inclinometer (Sagittal neutral pelvic tilt, maximal anterior pelvic tilt, Maximal posterior pelvic tilt)	R: test-retest: ICCs _{2,k} : 0.86 to 0.96 SEMs: 0.9° to 2.1°
Robinson et al. (2001)	Healthy adults (8, 20-40)	Goniometer (Rearfoot alignment)	R: intra-rater: r: .93 for left foot, .95 for right foot, mean difference between test sessions: -0.43° and -0.50°. V: with X-rays: r: .74 for skin marking and .92 using calcaneal 40% line
Shultz et al. (2006)	Healthy adults (16, 25.6±3.2)	Inclinometer (sagittal pelvic angle – SPA) Goniometer (Quadriceps angle – QA, tibiofemoral angle – TFA) Straight edge ruler	R: intra-rater: ICCs _{2,k} , SEM: SPA: .64 to .98, SEM: 0.5 to 2.8° QA and TFA: .82 to .98, SEM: 0.7 to 5.9° Inter-rater: ICCs _{2,1} , SEM : SPA .48 to .68, SEM: 2.2 to 3.3° QA and TFA: .46 to .79, SEM: 1.7 to 3.7°
Trimble et al. (2002)	Healthy adults (43, 21-33)	Goniometer (Genu recurvatum)	R: intra-rater: ICC*: .94 R: inter-rater: ICC*: .95
Vanwanseele and Parker (2009)	Adults with osteoarthritis (11, 55 ±6.6)	Inclinometer (Frontal knee alignment)	V: with mechanical axis on X-rays: r: .83 (p< 0.001) With hip knee angle on 3D gait analysis system: r: .84 (p< 0.001)
Walker et al. (1987)	Healthy adults (31, 20-33)	Inclinometer (Sagittal pelvic tilt)	R: Inter-rater : ICCs: .84

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>B) Direct body measurements on subjects by goniometry and inclinometers</i>			
Wilmarth and Hilliard (2002)	Healthy children (27, 9-10)	Goniometer (HPSCI – Head Posture Spinal Curvature Instrument) (Craniovertebral angle – sagittal head posture)	R: intra-rater: ICCs (subjects x day x trial): girls:.90, boys:.92 SEM: girls: 1.04 °, boys: 1.64 °
Youdas et al. (1996)	Healthy adults (10, 23-37)	Inclinometer (Pelvic inclination)	R: Intra-rater: ICC _{1,1} .91
<i>C) Other direct methods</i>			
Alviso et al. (1988)	Healthy adults (12, mean of 24)	Meter sticks mounted on a wood base (Right sagittal pelvic tilt in neutral, active anterior tilt and active posterior tilt)	R: inter-rater: ICCs _{1,6} : .93 to .95
Arnold et al. (2000)	Women with osteoporosis (20, 55-75)	5 postural alignments with Carpenter’s trisquare (distance from backboard to head, shoulder, hip, knee and ankle)	R: intra-rater: ICCs*: .59 to .99 R: inter-rater: ICCs*: .57 to .99
Gajdosik et al. (1985)	Healthy men (20, 19-34)	Tape measurement (Sagittal pelvic tilt in neutral, active anterior tilt and active posterior tilt)	R: intra-rater (test-retest) : r : .88 to .92
Hickey et al. (2000)	Healthy adults (122, 18-65)	CROM (Cervical Range Of Motion) and distance from plumb-line (Sagittal head posture)	R: intra-rater: ICCs _{2,1} : CROM: .77, .78; plumb-line: .82, .85 Inter-rater: ICCs _{2,1} : CROM: .68, .72; plumb-line: .74, .78

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>C) Other direct methods</i>			
Hinman et al. (2006)	Adults with osteoarthritis (40, >50)	Calliper method (distance between medial femoral condyles or from medial malleolus) (Knee varus and knee valgus) Plumb-line method (distance between medial condyle or medial malleolus to plumb-line with calliper) (Knee varus and knee valgus)	V: with mechanical axis on X-rays: calliper method: r: .76 (p<0.001); Plumb-line method: r: .71 (p<0.001).
Johnson and Gross (1997)	Healthy naval midshipmen (63, 18-30)	1 lower extremity distance with calliper (genu varus /valgus)	R: intra-rater: ICCs _{2,1} : .93 Intra-rater absolute difference: 3.5mm ± 3.1mm R: inter-rater: ICCs _{2,1} : .95 Inter-rater absolute difference: 2.3mm ± 3.2mm
Lewis and Valentine (2008)	Healthy adults (45, 23-56) Adults with shoulder symptoms (45, 19-84)	Tape measure (Linear measurements of scapula)	R: Healthy : intra-rater: ICCs _{2,1} (95% CI) for the first trial: .61 to .95 (.38-.98) ICCs _{2,3} for the mean of 3 trials: .76 to .98 (.55-.99); SEM: 2mm to 5mm R: With symptoms: intra-rater: ICCs _{2,1} for the first trial: .61 to .94 (.38-.97) ICCs _{2,3} for the mean of 3 trials: .75 to .97 (.55-.98); SEM: 3mm to 5mm

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>C) Other direct methods</i>			
Menz et al. (2003)	Elderly with foot problem (31, 76-87)	Distance (Navicular height)	R: intra-rater: ICC _{3,1} (95%CI): .64 (.38 to .81)
Menz and Munteanu (2005)	Older people (95, 62-94)	3 measurements (arch index, navicular height, Foot Posture Index)	R: test-retest: ICCs _{3,1} : .99, .64, .61 V: (with X-rays): r -.52 to .79
McLean et al. (1996)	Adults patients (27, 22-64)	Plumb line (trunk list from T12 to S1).	R: intra-rater: repeatability coefficient in mm: 5 to 8mm R: inter-rater: 10 mm
Saltzman et al. (1995)	Adults with orthopaedic foot or ankle problem (100, 46±16)	Mitutoyo digital calliper to measure height (Arch height, Talar height, Navicular height)	R: intra-rater: ICCs* (95%CI) : .87 to .91 (.77 to .95) (n=45) Inter-rater: ICCs* (95%CI) : .74 to .79 (.55 to .88) (n=33) V†: with X-rays (Talar height): r (95%CI): .81 to .86 (.73 to .90) †: Values normalized to footprint length
Taylor et al. (1995)	Healthy adults (4, NP)	5 distance measurements with tape measure and body measurers (6 inch and 12 inch dividers) (Scapula to T2 spinous process, scapula to T8 spinous process, acromion to mastoid, acromion to iliac crest, acromion to radial styloid)	R: Intra-rater: Coefficient of variation (CV): < 5% Inter-rater: CV: < 5%
Thomson (1994)	Healthy adults (40, 19-26)	2 foot measurement from footprint (Valgus index –VI, relaxed calcaneal stance position – RCSP)	R: accuracy: ± 2 with 3 trials V: VI vs RCSP: r : .51
Trimble et al. (2002)	Healthy adults (43, 21-33)	Tape measurement (Navicular drop)	R: intra-rater: ICC*: .94 R: inter-rater: ICC*: .95,

Study Authors (year)	Type of Subjects (N, age)	Clinical tool type (Posture indices)	Psychometric properties Reliability (R), Validity (V)
<i>C) Other direct methods</i>			
Williams and McClay (2000)	Healthy adults R (20, 20-31) V (10, 20-34)	7 measurements of foot (Navicular height, height of the dorsom of the foot, angle of the first ray, navicular height divided by foot length, navicular height divided by truncated foot length, dorsom height divided by foot length, dorsom height divided by truncated foot length) A)10% and B) 90% of weight bearing	R:intra-rater: ICCs _{2,1} : .80 to.98 (A=B) R: inter-rater: ICCs _{2,k} : A) .51 to.92; B) .48 to.77 V: (with X-rays) ICCs: A) .77 to .98; B) .71 to .92
Wilford et al. (1996)	Healthy adults (25, 21-42) Adults wearing multifocal lens (25, 38-52)	Posture gauge (distance) (Sagittal head protraction)	R: intra-rater: ICCs*: .99 for both groups
Harrison et al. (2005)	Healthy adults (30, 30.9±9.2)	Flexible curve (Cervical lordosis: arc angle)	R: intra-rater: ICCs _{2,1} (95% CI): 0.23 (0.14-0.37), inter-rater: ICCs _{2,1} : 0.18 (0.11-0.29) mean absolute difference: 26.4°
Harrison et al. (2005)	Adults with neck pain (96, 40.1±17.9)	Flexible curve (Cervical lordosis: arc angle)	V: Lower and upper limits of agreement: 15.1-110.8 With X-rays; r: 0.14
Hart & Rose (1986)	Healthy adults (R: 89; V: 8, NP)	Flexible curve Lumbar lordosis	R: intra-rater: ICC* .97 V : (with X-ray) r: .87

Legend: * ICC type not provided, NP: not provided.

3.2 Sélection des IP de l'outil

Dans l'article de recension de la littérature, plus de 50 IP différents représentant des mesures angulaires et linéaires de la posture dans les plans frontal et sagittal ont été rapportés. Ces IP sont présentés dans le Tableau 3 et les angles et distances correspondants sont présentés à la Figure 4.2. Plusieurs indices portent des noms différents mais sont calculés en utilisant les mêmes repères anatomiques ou sont mesurés différemment mais représentent la même dimension. Nous avons sélectionné 34 IP (Tableau 3) pour l'étude de fidélité basés sur les critères suivants : 1) leur signification clinique (Souhard et Ollier, 2002; Kendall et coll., 2005), 2) leur capacité à mesurer des changements de la posture des différents segments corporels (critères de l'étude de validité de contenu de Tyson et Desouza, 2003 et fidélité intra-juge CCI ≥ 0.70) et 3) leur utilité pour mesurer des caractéristiques inhérentes à la scoliose. Le nom donné aux IP sélectionnés de l'outil clinique 2D correspond à la nomenclature établie par Kendall et coll. (2005) et Souhard et Ollier (2002).

Les IP permettant de caractériser la scoliose concernent d'une part, la mesure de l'angle de la scoliose (Gram et Hasan, 1999) et, d'autre part, la mesure du déjettement du tronc C7-S1 (Guillaumat et coll., 1991; Negrini et coll., 2001) et celles liées à l'apparence physique (Raso et coll., 1998; Donaldson et coll., 2007; Roy-Beaudry et coll., 2010). Les IP qui correspondent à l'évaluation de l'apparence physique chez les personnes atteintes d'une SI sont l'asymétrie des épaules, des omoplates, des angles de taille et l'obliquité du bassin. La perception de la courbure scoliothique, de la cyphose thoracique et du déjettement du tronc font également partie de certains questionnaires sur l'apparence physique (Guillaumat et coll., 1991; Negrini et coll., 2001 ; Raso et coll., 1998; Donaldson et coll., 2007; Roy-Beaudry et coll., 2010).

Tableau 3 Résumé des IP représentant les différents segments corporels dans la littérature (CCIs ≥ 0.70) et IP sélectionnés pour l'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture.

Segment corporel	Indices de posture (Dans la littérature)	Indices de posture (Sélectionné pour l'outil)
Tête	<p><i>Frontal</i></p> <p>Angle : 1) External orbicularis, 2) Commissural labiorum, 3) Ear lobule angle, Coronal head tilt, 4) Head rotation, Distance: 1) Earlob height, 2) Head translation</p> <p><i>Sagittal</i></p> <p>Angle: 1) Gaze angle, Sagittal head tilt, Sagittal head angle (eyes-tragus/horizontal), 2) Cervical inclinaison (C2-C7/horizontal), 3) C7-Tragus angle, Sagittal head position, head angle, craniovertebral angle, head protraction, head on neck angle, cervical angle (Tragus-C7/horizontal), 4) Forward head posture, 5) Craniocervical angle, 6) Cervicothoracic angle, 7) Head flexion (eyes-tragus/vertical), 8) Neck flexion (tragus-C7/vertical) Distance: Head displacement (distance entre C7 et tragus)</p>	<p><i>Frontal</i></p> <p>Horizontalité du regard Frontal Inclinaison latérale de la tête</p> <p><i>Sagittal</i></p> <p>Horizontalité du regard Sagittal D Horizontalité du regard Sagittal G Protraction tête D Protraction tête G</p>
Cou	1) Cervical angle (C2-C4 et C4-C7), 2) Cervicothoracic angle (C4-C7 et C7-T4)	Lordose cervicale
Épaules et omoplates	<p><i>Frontal</i></p> <p>Angle : 1) Acromioclavicular joint, Coronal shoulder tilt, 2) Sternoclavicular joint, 3) Inferior angle of scapula, 4) Olecranon central region,</p>	<p><i>Frontal</i></p> <p>Élévation des épaules Asymétrie des omoplates</p>

Segment corporel	Indices de posture (Dans la littérature)	Indices de posture (Sélectionné pour l'outil)
Épaules et omoplates (suite)	<p>Distance : 1) Shoulder balance (différence de hauteur entre épaule gauche et droite), 2) Acromioclavicular joints</p> <p><i>Sagittal</i></p> <p>Angle: 1) Shoulder position, Sagittal shoulder-C7 angle (C7-acromion/horizontal), 2) Arm angle, 3) Protraction/retraction of the shoulder</p> <p>Distance : Scapula displacement (distance horizontale entre C7 et acromion), Scapula elevation (distance verticale entre C7 et acromion),</p>	<p><i>Sagittal</i></p> <p>Protraction épaule D Protraction épaule G</p>
Région thoracique	<p><i>Frontal</i></p> <p>Angle: scoliosis</p> <p>Distance : Trunk list (T12-S1)</p> <p><i>Sagittal</i></p> <p>Angle : 1) Thoracic kyphosis, 2) Trunk angle (C7-grand trochanter/vertical), 3) Thorax rotation, 4) trunk angle (C7-T12 et T12-grand trochanter), 5) Sway angle (C7-grand trochanter et grand trochanter-malléole externe), 6) Upper and lower thoracic region</p> <p>Distance: Thorax translation</p>	<p><i>Frontal</i></p> <p>Angle de taille D Angle de taille G Déjettement C7-S1 Scoliose 1 (thoracique) Angle thoracique frontal</p> <p><i>Sagittal</i></p> <p>Cyphose thoracique</p>
Région lombaire		<p><i>Frontal</i></p> <p>Scoliosis 2 (thoraco-lombaire ou lombaire) Angle lombaire frontal</p>

Segment corporel	Indices de posture (Dans la littérature)	Indices de posture (Sélectionné pour l'outil)
Région lombaire (suite)	<i>Sagittal</i> Angle : 1) Lumbar lordosis, 2) Lumbar angle (T12-EIAS et EIAS-grand trochanter), 3) Upper and lower lumbar region	<i>Sagittal</i> Lordose lombaire
Bassin	<i>Frontal</i> Angle: 1) Posterosuperior iliac spines, 2) Posteroinferior iliac spines, 3) Pelvic obliquity <i>Sagittal</i> Angle : Pelvic tilt	<i>Frontal</i> Bascule frontale du bassin (face) Bascule frontale du bassin (dos) <i>Sagittal</i> Bascule sagittale du bassin D Bascule sagittale du bassin G
Membres inférieurs	<i>Frontal</i> Angle: 1) right and left knee angles, 2) forward inclination of fibula, 3) Q Angle; 4) Coronal Knee Angle, Frontal knee angle, 5) rearfoot alignment , tibio-calcaneal angle, 6) right and left foot inclination, 7) popliteal lines, Distance: 1) Ankle et knee widths, varus, valgus <i>Sagittal</i> Angle: 1) Knee flexor, Sagittal thigh-leg Angle, 2) Tibiotarsal angle, 3) Lower limb angle (grand trochanter-malléole externe/vertical), 4) Ankle-fib angle, 5) Sagittal thigh angle, 6) Sagittal leg angle	<i>Frontal</i> Angle frontal genou D Angle frontal genou G Angle Q D Angle Q G Condyles (varus genoux) Malléoles (valgus genoux) Angle tibio-calcaneéen D Angle tibio-calcaneéen G <i>Sagittal</i> Angle sagittal genou D Angle sagittal genou G

Chapitre4 Construction de l’outil quantitatif clinique d’évaluation de la posture

Ce chapitre concerne la construction de l’outil clinique. Il présente succinctement le développement et la description de l’interface graphique.

4.1 Développement et description de l’interface graphique

Nous avons retenu les services d’un ingénieur pour le développement d’un logiciel après avoir sélectionné les différents IP. Ce logiciel comprend un fichier de configuration qui inclut la matrice du calcul des angles et des distances des différents IP et un exécutable qui donne accès à l’interface graphique. La description du calcul des angles et des distances est incluse à « l’Appendix 1 » de l’article 2 de fidélité. La méthode retenue pour le calcul des IP correspond à celle qui a démontré la meilleure reproductibilité et/ou qui était la plus fréquemment utilisée. En ce qui concerne le calcul des indices angle de la scoliose et déjettement du tronc, il correspond aux mesures prises avec un système d’analyse 3D de la posture (Gram et Hasan, 1999). Le calcul de certains IP a dû être développé, compte tenu qu’aucune mesure de référence était disponible (angles de taille, angle de Ferguson modifié, varus et valgus des genoux) (voir Figure 4.2).

La description de l’interface graphique développée pour le calcul des IP est présentée à l’Annexe 1 dans le document « Divulgateion d’invention ». Son mode de fonctionnement est également décrit dans ce dernier document et dans la méthodologie des articles de fidélité et validité. Cette interface permet de télécharger jusqu’à sept photographies correspondant aux différentes vues (Figure 4.1). L’opérateur sélectionne

une vue (postérieure, antérieure, latérale droite ou gauche ou oblique) et il a alors accès à la liste appropriée des marqueurs. Lorsque tous les marqueurs nécessaires au calcul d'un angle sont sélectionnés, l'angle ou la distance se calcule automatiquement. L'opérateur peut être en mode affiché (les valeurs des angles et distances s'affichent sur l'écran) ou non affiché (l'angle est représenté sans sa valeur numérique – Figure 4.2). Les valeurs angulaires sont calculées en degrés et les valeurs linéaires représentent un pourcentage de la taille de l'image (2112 x 2816 pixels). Pour obtenir les valeurs linéaires horizontales en millimètres (mm), nous avons fait la transformation suivante : $\text{valeur}/100 \times 2112 = \text{valeurs en pixels}$. Pour transformer cette mesure en mm, nous avons multiplié cette valeur par le facteur de conversion donné par le cube de calibration ($152\text{mm}/225 \text{ pixels} = 0.675$). Ce qui signifie qu'une valeur de 1.82 donnée par le logiciel = $(1.82/100 \times 2112 \times 0.675) = 25.95\text{mm}$. La nouvelle version du logiciel permet d'obtenir les valeurs directement en pixels. Cet outil interactif est simple à utiliser et s'installe sur tout ordinateur possédant les systèmes d'exploitation Windows XP ou autres versions plus récentes.

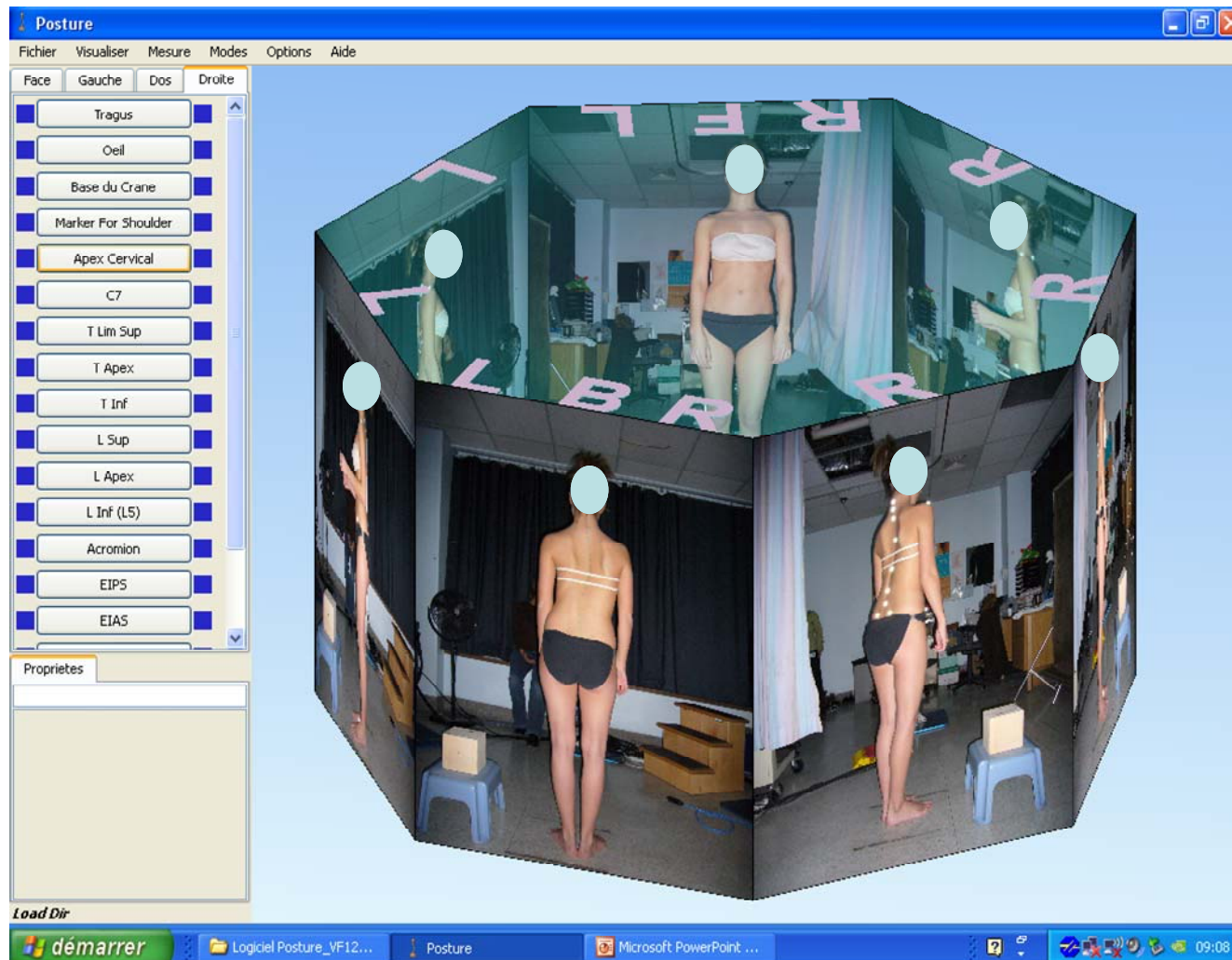


Figure 4.1 Interface graphique : À gauche : une liste limitée de noms de repères anatomiques correspondants aux marqueurs placés sur le participant; À droite : ensemble de photographies pouvant être téléchargé.

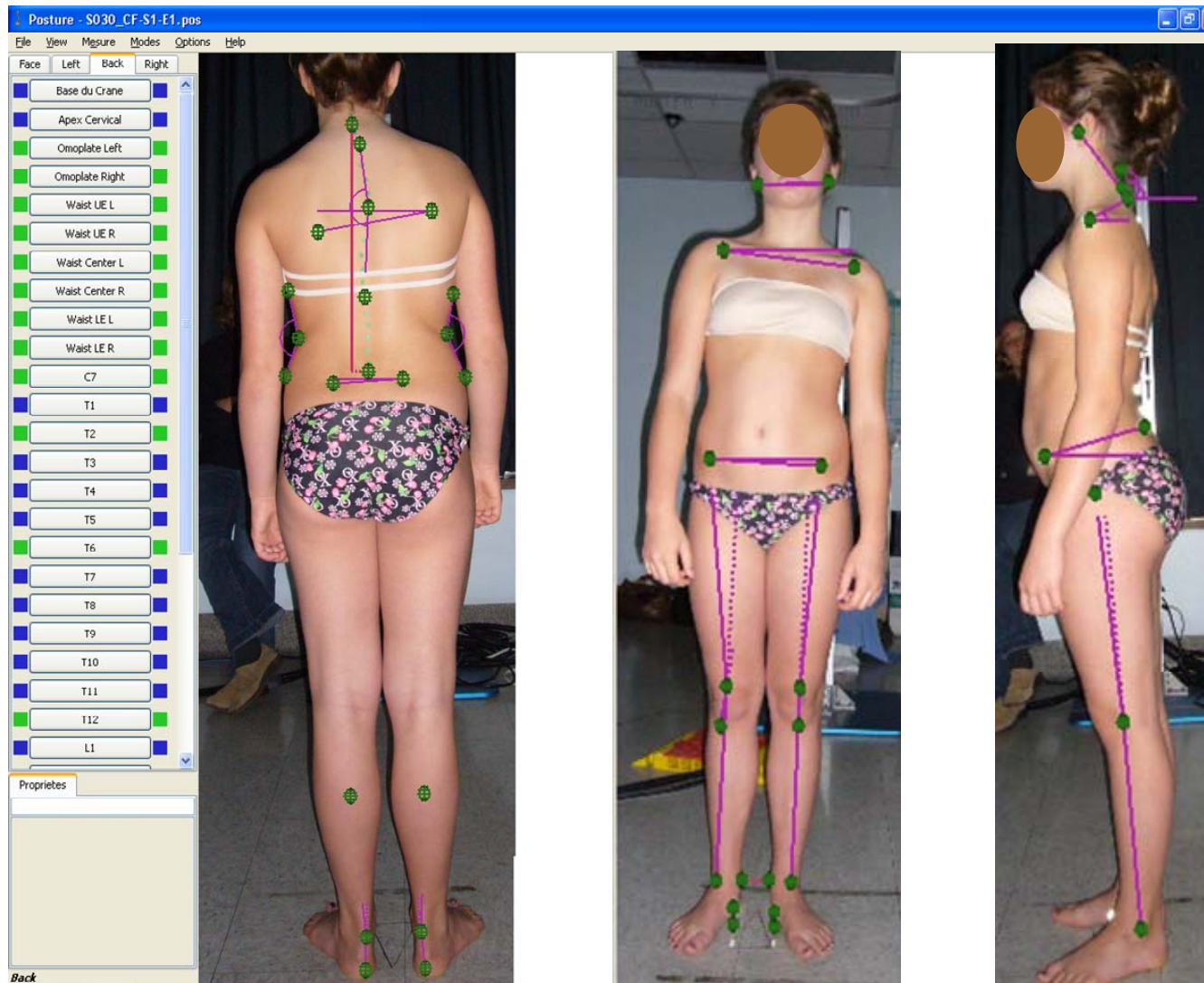


Figure 4.2 Repères anatomiques sélectionnés sur les différentes vues et représentation des angles et distances mesurés par le logiciel de dos, de face et de profil.

Chapitre5 Étude de fidélité

5.1 Article 2 : Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis

Carole Fortin, Debbie Feldman, Farida Cheriet, Denis Gravel,
Frédérique Gauthier, Hubert Labelle

Article soumis le 23 décembre 2009 à la revue : *Physiotherapy*

Article en révision, juin 2010

L'auteur principal confirme sa contribution majeure à la préparation et à la rédaction de cet article scientifique (90%). L'auteur principal a également contribué de façon majeure à l'élaboration du protocole expérimental, au financement du projet, à l'acquisition, au traitement, à l'analyse et à l'interprétation des données ayant mené à la rédaction de cet article. Une brève description de la contribution des coauteurs est présentée ci-dessous.

Les docteurs Feldman, Cheriet et Labelle ont dirigé l'étudiante pour la réalisation de cette étude. Dre Feldman a contribué à l'élaboration du protocole expérimental, au financement et à la rédaction de l'article. Dre Cheriet a contribué à l'élaboration du protocole expérimental et à la rédaction de l'article. Denis Gravel a contribué à l'analyse des données et à la rédaction de l'article. Mme Gauthier a participé à l'acquisition des données. Dr Labelle a contribué à l'élaboration du protocole expérimental et à la rédaction de l'article.

**Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool
among subjects with idiopathic scoliosis**

Carole Fortin^{1,2}, P.T., M.Sc., Debbie Ehrmann Feldman^{3,4}, P.T., Ph.D., Farida Cheriet^{1,5},
Ph.D., Denis Gravel³, Ph.D, Frédérique Gauthier⁶, P.T., Hubert Labelle^{1,2}, M.D.

Affiliations:

¹Centre de recherche CHU Sainte-Justine

²Faculté de médecine, Université de Montréal

³École de réadaptation, Université de Montréal

⁴Groupe de Recherche Interdisciplinaire en Santé

⁵École Polytechnique, Université de Montréal

⁶CHU Sainte-Justine

ACKNOWLEDGEMENTS

This project was supported by the Discovery Advancement Program of the Canadian Arthritis Network. C. Fortin is supported by a Ph.D. scholarship from the FRSQ, MENTOR, a strategic CIHR training program/REPAR and research Centre of CHU Sainte-Justine. Dr. Ehrmann Feldman was funded by the Arthritis Society, as a new investigator and currently holds a career award from the FRSQ. The authors acknowledge Ionut Alexandrescu, Christian Bellefleur, Fabiana Dias Antunes, Philippe Labelle and Valérie Pazos for their technical assistance, Erin Grunstein and Asma Bekri for the recruitment of participants with IS and participants.

ABSTRACT

Objective: To determine overall, test-retest and inter-rater reliability of posture indices among persons with idiopathic scoliosis.

Design: A reliability study using two raters and two test sessions.

Setting: Primary care center.

Participants: Seventy participants aged from 10 to 20 years old with different types of idiopathic scoliosis (Cobb angle: 15° to 60°) were recruited from the scoliosis clinics.

Interventions: Not applicable.

Main Outcome Measures: Based on the XY coordinates of natural reference points (cf: eyes, etc.) as well as of markers placed on several anatomical landmarks, 32 angular and linear posture indices taken from digital photographs in the standing position were calculated from a specially developed software program. Generalizability theory served to estimate the reliability and standard error of measurement (SEM) for the overall, test-retest and inter-rater designs.

Results: When both factors (rater and test session) that could affect measurement reliability were considered randomly, 26 out of 32 of the posture indices had a good level of reliability ($\phi \geq 0.79$) and six had a moderate level of reliability (ϕ from 0.51 to 0.72). The most reproducible indices were Waist Angles, Knee Valgus and Varus and Trunk List. The least reliable were Tibio Calcaneus and Q Angles. The SEM values ranged from 0.86° to 4.26° and 2.08 to 8.51mm.

Conclusions: This clinical posture assessment tool is reproducible among persons with idiopathic scoliosis. It may serve to monitor treatment effectiveness or change in posture over time in these persons.

Key words: posture assessment, reliability, idiopathic scoliosis, generalizability theory

INTRODUCTION

Correction of posture is an important goal of physiotherapy interventions to prevent scoliosis progression in persons with idiopathic scoliosis (IS). Posture is defined as the alignment or orientation of body segments while maintaining an upright position [1]. Posture asymmetries are associated with the risk of progression in IS[2-4], can affect functional activities[5, 6] and limit participation in active life[7]. The Cobb Angle remains the gold standard to monitor change in scoliosis over time and is calculated from radiographs[8]. It gives information on vertebral alignment[9]. Physiotherapists and physicians commonly assess posture based on qualitative assessment[10-13]. Effectiveness of physiotherapy interventions has been criticized[14] in persons with IS and this may be due in part to the lack of adequate clinical quantitative measurement tools to monitor change on posture over time. Although there are sophisticated 3D posture analysis systems such as Optotrak, Vicon, Motion Analysis and surface topography systems these systems are not accessible for most clinicians.

A promising technique to assess posture clinically in a global fashion may be the calculation of body angles and distances on photographs[15-20]. This method is fast, easy to do and accessible for most clinicians. Although, photograph acquisition has demonstrated good intra-rater reliability for several posture indices in normal persons, these results cannot be generalized to persons having pathological conditions[21]. Also, current tools do not include posture indices representing all body segments or are not specific enough to characterize scoliosis[22-26]. Our team has developed a software based quantitative clinical posture assessment tool for the calculation of angles and distances using digital photographs. This tool has good concurrent validity with radiographs and a 3D surface topography system in persons with IS[27] but the reliability of these indices has not yet been established.

The general objective of this research project was to assess the overall, test-retest and inter-rater reliability of selected indices of a new quantitative clinical posture assessment tool among persons with IS. The generalizability theory served as the statistical technique to determine the sources of variance (Generalizability study), the level of reliability and SEM expected for particular designs (Decision study)[28].

Methods

Selection of posture indices of the tool

We conducted a literature review to select posture indices to be included for the present global quantitative clinical assessment tool of posture. Forty-five indices taken from direct measures or from photographs were first identified[15]. From these, thirty-four indices (Appendix 1) were retained for the reliability study based on these criteria: 1) the clinical relevance and capacity to measure changes in posture in all body segments (Tyson and Desouza[26] content validity study) and 2) the utility to characterize IS such as trunk list[22-25], waist angles[29] and measurement of frontal and sagittal spinal curves[30-32].

Participants

We recruited 70 participants (60 females and 10 males) from the scoliosis clinic at the CHU Sainte-Justine in Montreal. Inclusion criteria were: ages 10 to 20 years old, idiopathic scoliosis diagnosis with a frontal deformity between 15° and 60° (Cobb angle) and pain-free at the time of evaluation. Mean age of participants was 15.7 ± 2.5 years and average weight and height were 51.9 ± 9.3 Kg and 1.61 ± 9.5 cm, respectively. Twenty-six participants had a right thoracic scoliosis (mean of $37.9^\circ \pm 11.4^\circ$), 22 a double major scoliosis (means for each curve of $34.8^\circ \pm 13.0^\circ$; $33.2^\circ \pm 11.2^\circ$), 16 a thoraco-lumbar scoliosis (mean of $25.8^\circ \pm 7.2^\circ$) and six a lumbar scoliosis (mean of $26.7^\circ \pm 13.3^\circ$). We excluded participants who had a leg length discrepancy greater than 1.5 centimetres as well as those who had had spine surgery. All participants and their parents signed informed consent forms and the project was approved by the ethics committee of CHU Sainte-Justine.

Procedure and instrumentation

Two trained physiotherapists evaluated participants at the LAVIANI laboratory at CHU Sainte Justine and a quantitative posture evaluation software was used to calculate posture indices. The software has a user-friendly graphical interface and it

allows calculation of posture indices from a set of markers selected interactively on the digital photographs (Figure 1). The training consisted of two practical sessions (one hour duration) of palpation and marker placement on healthy persons (one female and one male) to assert that both physiotherapists were in agreement for the understanding of the method and procedure. Each physiotherapist completed palpation and marker placement for the anatomical landmarks on two test sessions (Appendix 1). Forty-nine [49] round adhesive 5 mm green markers were placed on the following anatomical landmarks (chosen according to their reliability already showed in previous studies[19, 33]): spinous process (C2, C4 and C7 to S1), right and left tragus, coracoid process, acromion, inferior angle of scapulae, ASIS, PSIS, greater trochanter, knee inter-articular joint line, midpole of patella, tibial tuberosity, internal femoral condyles, dome of talus, lateral and medial malleolus (Figure 1). Palpation and marker placement lasted on average 15 minutes. To facilitate measurement of sagittal posture indices, 13 hemispheric 10 mm reflective markers were added on C7, cervical apex, upper end, apex and lower end vertebrae of thoracic and lumbar spine, right and left acromion, ASIS, and PSIS. Anatomical reference points such as eyes, tip of the ears, upper end, lower end and center of waist and mid-calf also served for angle calculation.

Digital photographs were taken with two Panasonic Lumix cameras (DMC-FX01, 6.3 mega pixels) fixed on bars within the laboratory and adjusted vertically to capture the full height of participants. The cameras were placed at a distance of 1.59 m for anterior and right lateral views and 1.73 m for posterior and left lateral views at a height of 87.5 cm. Vertical and horizontal level adjustments of the cameras were made for each set of photographs in each test session using a carpenter's level. Placement and instructions given to all subjects concerning the positioning for data collection were standardized. To limit the variability associated with subject's position, two reference frames for feet placement (triangles of 30°) were drawn on the floor for frontal and sagittal views[34, 35]. Subjects were asked to look straight ahead and stand in a normally comfortable position[16-18, 20, 35]. Supplementary sagittal photographs were taken with participants standing with flexed elbows if greater trochanter and ASIS were not otherwise visible[17].

Data acquisition followed a specific sequence and lasted on average 20 to 25

minutes (including marker placement). First, digital photographs of front and back views were taken by the first rater (Trial 1). Subsequently, the subject was asked to walk around and re-positioned to take a second set of photographs in these views (Trial 2). Hemispheric markers were added onto anatomical landmarks (previously mentioned) and the subject was placed in the lateral position for acquisition of right and left lateral photographs (Trial 1). The person was asked again to move and re-positioned for the second set of photographs in these lateral views (Trial 2). Markers were removed and landmarks on skin were thoroughly cleaned before the second rater repeated the procedure. After the first session, participants were asked to come back 60 minutes later to repeat the assessment by the two raters (test-retest reliability). The physiotherapists completed the test sessions in random order. To avoid any bias in the selection of a trial and to obtain a better estimate of the raters' true score, the mean of two trials per each rater was used to determine the level of reliability[36].

Quantitative posture indices from digital photographs were calculated with the custom software program which can be installed with its components on any computer. This software uses interactive click-on markers with the computer mouse. The operator selects a specific marker from the graphic interface and places it directly on the corresponding marked anatomical landmark or anatomical reference point of a participant's photograph. The software automatically calculates and displays the angles or distances when markers corresponding to the calculation of this index are selected (Figure 1). For angle calculation, horizontal and vertical borders of the photograph served as references and for distance calculation, a cube of 15 cm (constant distance from the position of reference) was used as a calibration tool. Calculation of the 32 posture indices with the software program took about 20 minutes. Two indices (Thoracic kyphosis and Lumbar lordosis) were dropped due to not having enough data to calculate reliability. Appendix 1 describes the methods for angle and distance calculation. All posture photos were digitized by the same trained operator. Thus, the reliabilities evaluated in the present study are related to the consistency of marker placements and posture from one rater or test session to the other.

Data analysis

Descriptive statistics (mean, standard deviation – SD) are used to characterize participants with scoliosis and the posture indices from the clinical posture assessment tool.

Reliability of the posture indices was calculated according to the generalizability theory, an extension of the intra-class correlation coefficient [28]. There are two components of this type of analysis, the first being the generalizability study (G-study), the second, the decision study (D-study). In the present research, a two-factor crossed design was retained (factors were the test session and the rater). Accordingly, the G-study computes the magnitude of the variances attributed to the persons (P), to the systematic errors related to test sessions (S) and raters (R), and to random errors associated with the interactions between raters and test sessions (RS), persons and test sessions (PS) and persons and raters (PR). The residual error is the interaction between all sources of variance and included error coming from unknown factors (PRS). In order to facilitate the interpretation of the G-study results, the magnitude of each variance was expressed as a percentage of the total variance. The D-study (decision) uses the information of the G-study to determine the reliability of a particular protocol. To take into account the systematic effect of rater and test session, the coefficients of dependability (ϕ) were chosen. The reliability was calculated for D-studies involving one rater on one test session for three designs: 1) with both factors random, 2) with the factor rater fixed giving the test-retest reliability and 3) with the factor test session fixed giving the inter-rater reliability (formulas for each design are presented in Appendix 2). Like the intra-class coefficient (ICC), the dependability coefficient ranges between 0 and 1: 0 is absence of reliability and 1, perfect reliability. Interpretation of the coefficients is as follows: values above 0.75 will be considered as good reliability, those between 0.50 and 0.75 as moderate and those under 0.5 as poor [37]. To assess the errors in terms of the unit of measurement, the standard error of measurement (SEM), which is the square root of the sum of all error variances components, was also computed [28]. We used the GENOVA software program for these analyses[38].

RESULTS

Table 1 describes the means and standard deviations (SD) for each rater on both test sessions and the grand mean and SD for the two raters on both test sessions for all posture indices. Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis indices could not be measured from the lateral views for most of the participants and thus were not included in the reliability study.

Reliability study

G-Study : Sources of variance

For all posture indices, the inter-person variance (P) was the major source of variance (51 to 99%). The variance component associated with rater (R) was low (0 to 5%), except for the Q and Tibio Calcaneus Angles (7 to 19%). Variance components for test session (S) and interaction between raters and test sessions (RS) were less than 1.2%. The variance of the interaction between persons and test sessions (PS) was 0 to 8% while interactions between persons and raters (PR) determined variance magnitude between 0 to 12%. The interaction between persons, raters and test sessions (PRS) varied from 1 to 28% with higher values for the Frontal Thoracic Angle (23%), the Frontal Pelvic tilt (16%-17%), the Q Angle (17%-18%) and the Tibio Calcaneus Angle (21%-28%).

D-Study

The dependability coefficients (ϕ) and SEMs for posture indices are presented in table 2. In the random design, 26 out of 32 posture indices have a good level of reliability ($\phi \geq 0.79$) and six out of 32 have a moderate level of reliability (ϕ from 0.51 to 0.72). The most reproducible indices in this design were Waist Angles (L and R; $\phi = 0.98$), Trunk List ($\phi = 0.95$) and Knee Valgus and Varus ($\phi = 0.99$ and 0.95 , respectively). The least reliable were Tibio Calcaneus Angles (L and R; $\phi = 0.51$ and

0.53), Q Angles (L and R; $\phi = 0.64$ and 0.63 , respectively) and the Frontal Lumbar Angle ($\phi = 0.67$) (see Table 2).

In the test-retest design, all posture indices, except for the Right Tibio Calcaneus Angle ($\phi = 0.73$), have good reliability ($\phi \geq 0.77$). In the inter-rater design, 29 posture indices out of 32 have good reliability ($\phi \geq 0.78$) and three posture indices have moderate level of reliability (ϕ from 0.67 to 0.72).

In the random design, the SEM values ranged from 0.86° to 4.26° for angular measurements and from 2.08 to 8.51mm for the linear one. As expected, the ranges were smaller for the test-retest and inter-rater designs with values from 0.45° to 2.95° and 1.20 to 5.77mm (Table 2). The higher angular SEMs were associated with Cervical Lordosis, Scoliosis 1 and Scoliosis 2 index. For linear index, the Shoulder Protraction has the highest SEM value.

DISCUSSION

The general objective of this study was to assess the reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis. Using the G-study results of generalizability theory, the overall, test-retest and inter-rater reliabilities were computed for D studies involving one rater on one test session because it is more adapted to the real clinical context.

Reliability was good or moderate for all posture indices irrespective of D-study designs. Nevertheless, the dependability coefficients for the random design were lower and SEMs were higher than those of test-retest and inter-rater designs. Using the formula provided in the appendix 2, one can observe that the random design takes into account all possible sources of error in the denominator whereas, in other designs, the variance attributable to the fixed factor (R or S) is eliminated in the denominator. Moreover, the interaction between the fixed factor and the inter-person variance (PR or PS) is included in the numerator. These two mathematical manipulations contribute to

the increase of the dependability coefficient for the test-retest and inter-rater designs[28, 36, 39, 40].

Generally, it is reported that inter-rater reliability is lower than the test-retest reliability for posture indices[18, 41, 42]. In our study, dependability coefficients and SEMs were similar for both test-retest and inter-rater reliability for several posture indices, possibly attributable to the consistency of marker placement between raters and between test sessions as well as to the stability of posture across trials[21, 40, 43]. Results from the G-Study corroborate this finding by the absence of any systematic effect due to test sessions (S) and raters (R - see Figure 2A) for most of the indices and low level of interaction associated with the two factors (PR, PS and SR < 4%)[40, 43]. Figure 2A is an example of well distributed values of an index (Trunk list) around the identity line (line with a 45° slope) where each point represents the average of the two test sessions for each rater. The closer the points are to the identity line, the greater is the agreement between raters. For this index, the absence of error attributable to raters and test sessions (variance R and S = 0%) means that reported SEM values come from participants and may be caused by oscillations which are higher in persons with IS[44, 45].

Lower coefficients found for Q Angles and Tibio calcaneus Angles were caused in part by a systematic effect at the rater level. As illustrated in figure 2B for the right Q angle, values computed for rater 2 are higher than those of rater 1. The same effect was observed for the left Q angle. Thus, it is suspected that rater 2 placed the tibial tuberosity marker more laterally than rater 1. For the Tibio Calcaneus Angles, the systematic effect for rater was not consistent between sides. Nevertheless, we had good test-retest reliability for both measures, in line with results in the literature[19, 41]. We suggest the use of the Frontal Knee Angle instead of the Q Angle, because the former demonstrated good reliability in the random design and is also used to assess frontal lower limb alignment. The planned development of a graphic interface with automatic marker placement might help to decrease these errors.

Some studies have reported the reliability of posture indices taken from photographs[17-19, 35, 46-48]. The ICCs for intra-rater reliability (intra-day and test-retest) varied from 0.71 to 0.99 when measurements were done between body segments[17, 35, 48] and varied from 0.13 to 0.69 if measurements were obtained from a vertical reference line[47]. Our test-retest reliability results are in agreement with studies using measurements among body segments for posture indices representing head and shoulder, trunk, pelvis and lower limb body segments. For most of our participants, it was not possible to measure thoracic and lumbar sagittal angles from hemispheric markers because of their morphological modifications associated with scoliosis. In contrast with Dunk et al[46, 47], in our study, test-retest reliability for Cervical Lordosis and frontal spinal angles was good to near perfect. In the Dunk et al.[47] study, angle measurements were calculated as deviation from the vertical reference line whereas relative measurements between body segments were used in ours. The lower repeatability of their measurement technique may be due to body sway in the sagittal and lateral planes. Possibly, a change in ankle joint angle due to body sway may modify spine position[44, 49]. With respect to inter-rater reliability, our SEM results are comparable to those described by Normand et al.[18] on healthy persons. They reported SEM values ranging from 0.50 to 1.5° and from 1.7 to 2.7mm for head, thorax and pelvis indices. However, when the rater and test session factors were both random, our coefficients were higher (ϕ : 0.72 to 0.95) than those of Normand et al.[18] (ICC_{2,1} : 0.56 to 0.72). Because the SEM values are in same order for the two studies, the higher coefficients in our research may be related to the greater inter-person variability which is expected with the different types and levels of severity of scoliosis included in this project.

This study is the first to report reliability for posture indices characterizing scoliosis from digital photographs (Waist Angles, Trunk list, Scoliosis 1 and 2, Frontal Thoracic and Lumbar Angles). The Frontal Lumbar Angle was less reproducible than the others. This index is calculated from two lumbar markers on the lower part of the curve. This part of the spine may be more affected by body sway and pelvic frontal asymmetry than the upper part[50, 51]. The SEM values obtained in our study for scoliosis angles and trunk list are similar to those found respectively by Cheung et

al.[52] from radiographs and McLean et al.[23] from a plumb line. In a previous study, we found a good relationship between Waist angles, Trunk list and Scoliosis 1 indices of this tool and measurements obtained from a 3D surface topography system and X-rays[27]. The good reliability and validity of these clinical indices taken from photographs may sustain their use for scoliosis screening, for the reduction of radiographs for the monitoring of scoliosis progression and for documenting cosmetic changes after conservative or surgical treatment. However, future studies will tell if the SEM values reported in this project are sensitive enough to detect scoliosis progression or treatment effectiveness.

As mentioned above, generalizability theory serves to identify sources of error in measurements. The residual or unknown error may include such factors as the temperature in the room and error due to the digitization process of photographs. Some of the evaluations took place during winter and on some particularly cold days, the temperature in the room was cool which may have caused more variability in participant's posture due to shivering. The error attributed to digitization process is presently unknown and should be investigated in the future. In the present study, to reduce possible errors, the same trained operator performed all measurements.

Clinical Applications

The quantitative clinical posture assessment tool proposed in this study has been developed to assess global posture among persons with IS who often present posture asymmetries in several body segments. We have selected from the medical literature 34 posture indices (and 32 were verified as reliable) as they represent the different body segments and characterise scoliosis. We acknowledge that this is a large number of indices to be measured in a clinical setting. The clinician can select various indices to assess global posture rather than do them all because some indices give duplicate information. For example, Frontal eyes obliquity and Head Lateral Bending or Frontal Knee Angle and Q Angle or back and front Pelvic lateral tilt were used in different studies to measure the same body segment alignment [18, 19, 44, 48, 53]. Based on our reliability study, the clinician can select either Frontal eyes obliquity or Head Lateral

Bending to assess the frontal head alignment. For the assessment of sagittal head alignment, right or left Gaze Angle or right or left Head Protraction can be selected to assess respectively Head tilt or Head protraction. It is preferable to use Frontal Knee Angle and back Pelvic lateral tilt to assess respectively frontal leg alignment and frontal pelvic obliquity especially if different evaluators perform the assessments. From this tool, 24 posture indices can be selected for a complete evaluation of posture (see Table 2, indices in bold). Also, based on clinical judgement, the clinician can select, from these indices, the most appropriate ones for a particular person or goal. For example, if indices are used for the follow-up of a person with IS, indices such as Trunk list, Waist angles and Scoliosis angles might be sufficient to determine change in the person's condition whereas a more complete posture assessment may include indices representing all affected body segments to indicate changes attributable to treatment effectiveness.

SEM values are more useful than reliability coefficients for the clinician in terms of decision making since they describe the error in the same unit of measurement and serve to calculate the smallest detectable difference between two measurements [21]. For example, in the random design, SEM values were 4.3° for the Scoliosis 2 angle and 1.0° for Frontal eyes obliquity. According to Roebroeck et al. [21], the 95% confident interval smallest detectable difference ($\pm 1.96 \times \text{SEM} \times \sqrt{2}$) expected between two sessions would be $\pm 11.9^\circ$ and $\pm 2.8^\circ$ respectively. These values indicate that change in measurement have to be greater than these threshold values to document real change in these PI if different raters perform the evaluation.

The tool that we have developed should be easy to use in a clinical setting as the material (digital cameras and software) is accessible, the training time for physiotherapists is minimal (two hours were allocated in our study for marker placement), the graphical interface of the software is user-friendly and the time required to complete an evaluation is about 30 minutes for a complete evaluation. The low variance attributable to test sessions and raters found for the majority of indices in our study (< 5%) suggests that a training of only a few hours (like in this study) may be enough to ensure agreement between physiotherapists for marker placement. In our study, the mean of two trials was used to assess the level of reliability but in practice, one trial could be used (which would save time) since trials had no effect on the test-

retest and inter-rater reliability [54-58]. Photograph acquisition is fast and calculation of posture indices can be delayed until later, which is useful for assessing persons with pain or balance disorders, who would not be able to tolerate long evaluations in standing. Future studies will be needed to verify the use of this tool in these populations.

Conclusion

Our results show that it is possible to assess posture in a global fashion from photographs in persons with IS. The generalizability theory demonstrates that our results can be generalized to the “universe” of raters and test sessions. This posture evaluation tool is reproducible and should be easy to administer in a clinical setting. This new tool will improve physiotherapy practice by facilitating the analysis of posture abnormalities. It may serve to monitor treatment effectiveness or change in posture over time and to characterize posture asymmetries associated with different types of scoliosis (classification). This will need to be verified in future longitudinal studies.

References

- [1] Raine S, Twomey L. Attributes and qualities of human posture and their relationship to dysfunction or musculoskeletal pain. *Crit Rev Phys and Rehabil Med* 1994;6(4):409-37.
- [2] Burwell R.G., Cole A.A., Cook T.A., Grivas T.B., Kiel A.W., Moulton A., et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis: the Nottingham concept. *Acta Orthop Belg* 1992;58(Suppl. 1):33-58.
- [3] Reuber M, Schultz A, McNeil T, Spencer D. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine* 1983;8(5):447-56.
- [4] Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ. The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. *Eur Spine J* 2000;9:178-84.
- [5] Chow DH, Ng XH, Holmes AD, Cheng JC, Yao FY, Wong MS. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait Posture* 2006;24:173-81.
- [6] Mahaudens P, Thonnard J-L, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescent with idiopathic scoliosis. *Spine J* 2005;5:427-33.
- [7] Danielsson AJ, Wiklund I, Pehrsson K, Nachemson A.L. Health-related quality of life in patients with adolescent idiopathic scoliosis: a matched follow-up at least 20 years after treatment with brace or surgery. *Eur Spine J* 2001;10: 278-288.
- [8] Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. In *American Academy of Orthopaedic Surgeons: instructional course, vol 5*, Ann Arbor, MI: JW Edwards. 1948;261-75.
- [9] Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* 2001;26(4): E55-E63.
- [10] Bryan JM, Mosner E SR, Stull MA. Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990;2(1):24-9.
- [11] Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine* 2003;28(16):1857-9.

- [12] Tunnell PW. Postural evaluation of the muscular system through visual inspection. *J Bodyw Mov Ther* 1996;October: 21-27.
- [13] Kendall Peterson F, McCreary Kendall E, Provance Geise P, McIntyre Rodgers, Romani WA. *Muscles: Testing and Function, with posture and pain*. 5th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
- [14] Negrini S, Antonini G, Carabalona R, Minozzi S. Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic Review. *Pediatric Rehabil* 2003;6(3-4):227-35.
- [15] Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Gravel D, Gauthier F, H. L. Développement et validation d'un outil clinique pour l'analyse quantitative de la posture : Résultats préliminaires
Actes de colloque REPAR; 2008.
- [16] Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, Harrison DE. Postural development in school children : a cross-sectional study. *Chiropr Osteopat* 2007;15:1.
- [17] McEvoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet Disord* 2005;6:35.
- [18] Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, Harrison DE, Perron DL, Ferrantelli JR, et al. Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 2007;15:15.
- [19] Raine SA. Variations of a series of physical characteristics related to the comfortable erect standing posture and how these are affected by age, gender, back pain and physical activity (dissertation). Perth (Western Australia); Curtin University of Technology. 1995.
- [20] Smith A, O'Sullivan P, Straker L. Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine* 2008;33(19):2101-7.
- [21] Roebroek ME, Hariaar J, Lankhorst GJ. The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Phys Ther* 1993;73(6, june):386-95.

- [22] Gilian MG, Ross JC, McLean IP, Porter RW. The natural history of trunk list, its associated disability and the influence of McKenzie management. *Eur Spine J* 1998;7(6):480-3.
- [23] McLean IP, Gillan MGC, Ross JC, Aspden RM, Porter RW. A comparison of methods for measuring trunk list. A simple plumbline is the best. *Spine* 1996;21(14):1667-70.
- [24] Negrini S, Negrini A, Atanasio S, Carabalona R, Grosso C, Satambrogio GC, et al. Postural variability of clinical parameters evaluated in orthostatic position in idiopathic scoliosis. *Eur Med Phys* 2001;37(3):135-42.
- [25] Peterson L-E, Nachemson AL. Prediction of progression of the curve in girls who have adolescent idiopathic scoliosis of moderate severity. *J Bone Joint Surg Am* 1995;77-A(6, june):823-27.
- [26] Tyson SF, DeSouza LH. A clinical model for the assessment of posture and balance in people with stroke. *Disabil Rehabil* 2003;25(3):120-6.
- [27] Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Labelle H. Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis *Spine* 2009;in press.
- [28] Shavelson RJ, Webb NM, editors. *Generalizability Theory A primer*. Beverly Hills, 1991.
- [29] Guillaumat M., Lebard J.P., Khouri N., Tassin J.L. Scoliose idiopathique en période de croissance. *Éditions techniques- Encycl Méd Chir (Paris-France), Appareil locomoteur* 1991;15874 A10:18p.
- [30] Nissinen M, Heliövaara M, Seitsamo J, Poussa M. Trunk asymmetry, posture, growth, and risk of scoliosis. A three-year follow-up of finnish prepubertal school children. *Spine* 1993;18(1):8-13.
- [31] Nissinen MJ, Heliövaara MM, Seitsamo JT, Könönen MH, Hurmerinta KA, Poussa MS. Development of trunk asymmetry in a cohort of children ages 11 to 22 years. *Spine*. 2000;25(5):570-4.
- [32] Theologis TN, Fairbank JCT, Turner-Smith AR, Pantazopoulos T. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the integrated shape imaging system scanner. *Spine* 1997;22(11):1223-8.

- [33] Warren JG, Bettany-Saltikov J, van Schaik P, Papastefanou S. Evidence-Based postural assessment for use in therapy and rehabilitation. *Int J Therapy Rehab* 2005;12(12, December):527-32.
- [34] Souchart PE, Ollier M, editors. *Les scolioses*. Paris: Éditions Masson; 2002.
- [35] Watson AWS, Mac Donncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness* 2000;40:260-70.
- [36] Crocker L, Algina J. *Introduction to classical and modern test theory*. Wadsworth Group, Thomson Learning, Belmont, CA; 1986.
- [37] Portney LG, Watkins MP, editors. *Foundations of Clinical Research; Applications to Practice*. Second edition, Julie Alexander, Upper Saddle River; 2000.
- [38] Crick J, Brennan R, editors. *Manual for genova: A generalized analysis of variance system (Version 2.1)*. Iowa City;1983.
- [39] Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979;86:420-8.
- [40] Pottie F, Gravel D, Nadeau S, Hélène Moffet, Caroline Bédard. Reliability of arthrometric measurement of shoulder lateral rotation movement in healthy subjects. *Physiother Theory Pract* 2007;23(3):169-78.
- [41] Haight HJ, Dahm DL, Smith J, Krause DA. Measuring standing hindfoot alignment: reliability of goniometric and visual measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(March):571-5.
- [42] Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25(4, April):253-63.
- [43] Hayes KW. Commentaries. The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Phys Ther* 1993;73(6):396-7.
- [44] Nault M-L, Allard P, Hinse S, Leblanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2002;27(17):1911-7.

- [45] Zobjek KF, Leroux MA, Coillard C, Rivard CH, Prince F. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clin Biomech* 2005;20:483-90.
- [46] Dunk NM, Lalonde J, Callaghan JP. Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool : Reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. *J Manipulative Physiol Ther* 2005;28(6, July/august):386-92.
- [47] Dunk NM, Chung YY, Sullivan Compton S, Callaghan JP. The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *J Manipulative Physiol Ther* 2004;27(2, February):91-6.
- [48] Raine S, Twomey LT. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78(November):1215-23.
- [49] Lefrançois L. Répercussion de la position neutre de l'articulation sous- astragalienne sur le rachis. *Bulletin Rééducation Posturale Globale* 1997;59(septembre):8-11.
- [50] Gauchard GC, Lascombes P, Kuhnast M, PP. P. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine* 2001;26(9):1052-8.
- [51] Al-Eisa E, Egan D, Deluzio K, Wassersug R. Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: A comparison with standing. *Spine* 2006;31(5):E135-E43.
- [52] Cheung J, Wever DJ, Veldhuizen AG, Klein JP, Verdonck B, Nijlunsing R, et al. The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine. *Eur Spine J* 2002;11:535-42.
- [53] Gross MT, Burns CB, Chapman SW, Hudson CJ, Curtis HS, Lehman J, et al. Reliability and validity of rigid lift and pelvic leveling device method in assessing functional leg length inequality. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27(4):285-94.
- [54] Fortin C, Nadeau S, Labelle H. Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2008; 17(2):204-16.

- [55] van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Schreve K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: A reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:113.
- [56] Bertrand AM, Mercier C, Bourbonnais D, Desrosiers J, Gravel D. Reliability of maximal static strength measurements of the arms in subjects with hemiparesis. *Clin Rehabil* 2007;21:248-57.
- [57] Fournier K, Bravo G, Arsenault J, Gravel D. Reliability and validity of pinch and thumb strength measurements in de Quervain's disease. *J Hand Ther* 2006;19:2-11.
- [58] Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Robert J, Bélanger D, Hilsenrath M. Reliability and validity of static knee strength measurements obtained with a chair-fixed dynamometer in subjects with hip or knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(October):1998-2008.

Figure legends

Figure 1

Graphical interface with a reduced set of markers of the quantitative clinical posture assessment tool at the left and, back, anterior and lateral views of a participant demonstrating marker and anatomical reference point localization and posture indices calculation for 23 out of 32 posture indices at the right: 1) Frontal Eyes Obliquity; 2) Head Lateral Bending; 4) Gaze Angle L; 6) Head Protraction L; 7) Cervical lordosis; 8) Shoulder Elevation; 10) Shoulder Protraction L; 11) Scapula Asymmetry; 12) Waist Angle R; 13) Waist Angle L; 14) Trunk List; 15) Scoliosis 1; 16) Frontal Thoracic Angle; 20) Lumbar Lordosis; 21) Frontal Pelvic tilt (front); 22) Frontal Pelvic tilt (back); 24) Sagittal Pelvic tilt L; 25) Frontal Knee Angle R; 26) Frontal Knee Angle L; 30) Knee Valgus; 32) Sagittal Knee Angle L; 33) Tibio Calcaneus Angle R; 34) Tibio Calcaneus Angle L (see Appendix 1 for the description of all indices). Note that the Lumbar Lordosis could be measured in this participant but not the Thoracic Kyphosis. These two indices were dropped due to not having enough data to determine reliability.

Figure 2

- A) This graph shows no systematic effect between raters for the posture index Trunk list because values are uniformly distributed around the identity line (Line with a 45° slope). Each point represents the average of the two test sessions for each rater.
- B) This graph shows a systematic effect between raters for the posture index Q Angle: Rater 2 results were systematically higher than those of Rater 1.

APPENDIX 1

Posture indices of the tool and methods of angle and distance calculation

Body segment	Posture indices	Body angle calculation	
Head and neck	1. Frontal eyes obliquity	The angle formed by a line drawn between the left and right eye, and the angle of this line to the horizontal.	
	2. Head Lateral Bending	The angle formed by a line drawn between the inferior tip of the left and right ear, and the angle of this line to the horizontal.	
	3. Gaze Angle R 4. Gaze Angle L	The angle formed by a line drawn from the canthus of the eye and tragus of the ear and a horizontal line through the tragus.	
	5. Head protraction R 6. Head Protraction L	The angle formed by a line drawn between the tragus of the ear and C7 and a horizontal line through C7.	
	7. Cervical lordosis	The angle formed by lines drawn through C2 and C4, and through C4 and C7.	
	Shoulders and scapula	8. Shoulder Elevation	The angle formed by a line drawn between the left and right coracoid process markers, and the angle of this line to the horizontal.
		9. Shoulder Protraction R 10. Shoulder Protraction L	The distance from C7 to the acromion
11. Scapula Asymmetry		The angle formed by a line drawn from the left and right inferior angle of scapula and the horizontal.	
Thoracic	12. Waist Angle R 13. Waist Angle L	The angle formed by lines drawn through the upper end of waist to the center of waist and the center of waist through the lower end of waist.	
	14. Trunk List	Distance between a line from C7 to S1.	
	15. Scoliosis 1	The angle formed by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the thoracic scoliosis and the apex through the lower end-vertebra of the curve.	
	16. Frontal Thoracic Angle	The angle formed by a line drawn from the upper end-vertebra of the curve to the apex of the thoracic scoliosis and the vertical line passing through the apex.	
	17. Kyphosis	The angle formed by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the	

Lumbar	18. Scoliosis 2	kyphosis and the apex through the lower end-vertebra of the curve. The angle formed by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the thoracolumbar or lumbar scoliosis and the apex through the lower end-vertebra of the curve.
	19. Frontal Lumbar Angle	The angle formed by a line drawn from the apex of the curve to the lower end-vertebra of the thoracolumbar or lumbar scoliosis and the vertical line passing through the apex.
	20. Lordosis	The angle formed by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the lordosis and the apex through L5.
Pelvis	21. Frontal Pelvic tilt (front)	The angle formed by the horizontal and by the line joining the two ASIS.
	22. Frontal Pelvic tilt (back)	The angle formed by the horizontal and by the line joining the two PSIS.
	23. Sagittal Pelvic tilt R 24. Sagittal Pelvic tilt L	The angle formed by the horizontal and by the line joining the PSIS and ASIS.
Knee	25. Frontal Knee Angle R 26. Frontal Knee Angle L	The angle of intersection from a line drawn between the ASIS and the midpole of the patella, and a second line drawn between midpole of the patella and talus.
	27. Q Angle R 28. Q Angle L	The angle formed from a line drawn between the ASIS and the midpole of the patella, and a second line drawn between the midpole of the patella and the tibial tuberosity.
	29. Knee Varus 30. Knee Valgus	Varus: distance between internal femoral condyles. Valgus: distance between internal malleolus.
	31. Sagittal Knee Angle R 32. Sagittal Knee Angle L	The angle formed from a line drawn between the great trochanter and the axis of rotation of the knee (aligned with the lateral joint line) and a line between this axis and external malleolus.
	Foot	33. Tibio Calcaneus Angle R 34. Tibio Calcaneus Angle L

Legend: The numbers in the middle column correspond to numbers in Figure 1.

APPENDIX 2

Dependability coefficient (ϕ) and standard error of measurement (SEM) for random design

$$\phi = \frac{\sigma_p^2}{\underbrace{\frac{\sigma_p^2}{n_R} + \frac{\sigma_R^2}{n_S} + \frac{\sigma_S^2}{n_R} + \frac{\sigma_{PR}^2}{n_S} + \frac{\sigma_{PS}^2}{n_R n_S} + \frac{\sigma_{RS}^2}{n_R n_S} + \frac{\sigma_{PRS}^2}{n_R n_S}}_{\text{Absolute error variance}}}$$

$$\text{SEM} = \sqrt{\frac{\sigma_R^2}{n_R} + \frac{\sigma_S^2}{n_S} + \frac{\sigma_{PR}^2}{n_R} + \frac{\sigma_{PS}^2}{n_S} + \frac{\sigma_{RS}^2}{n_R n_S} + \frac{\sigma_{PRS}^2}{n_R n_S}}$$

Dependability coefficient (ϕ_S) and standard error of measurement (SEM_S) for test-retest design (with rater fixed)

$$\phi_S = \frac{\sigma_p^2 + \frac{\sigma_{PR}^2}{n_R}}{\underbrace{\frac{\sigma_p^2}{n_R} + \frac{\sigma_{PR}^2}{n_S} + \frac{\sigma_S^2}{n_S} + \frac{\sigma_{PS}^2}{n_R n_S} + \frac{\sigma_{RS}^2}{n_R n_S} + \frac{\sigma_{PRS}^2}{n_R n_S}}_{\text{Absolute error variance}}}$$

$$\text{SEM}_S = \sqrt{\frac{\sigma_S^2}{n_S} + \frac{\sigma_{PS}^2}{n_S} + \frac{\sigma_{RS}^2}{n_R n_S} + \frac{\sigma_{PRS}^2}{n_R n_S}}$$

Dependability coefficient (ϕ_R) and standard error of measurement (SEM_R) for inter-rater design (with test session fixed)

$$\phi_R = \frac{\sigma^2_P + \frac{\sigma^2_{PS}}{n_S}}{\sigma^2_P + \frac{\sigma^2_{PS}}{n_S} + \underbrace{\frac{\sigma^2_R}{n_R} + \frac{\sigma^2_{PR}}{n_R} + \frac{\sigma^2_{RS}}{n_R n_S} + \frac{\sigma^2_{PRS}}{n_R n_S}}_{\text{Absolute error variance}}}$$

$$SEM_R = \sqrt{\frac{\sigma^2_R}{n_R} + \frac{\sigma^2_{PR}}{n_R} + \frac{\sigma^2_{RS}}{n_R n_S} + \frac{\sigma^2_{PRS}}{n_R n_S}}$$

Where:

σ^2_P = inter-persons variance

σ^2_R = Variance component for raters

σ^2_S = Variance component for test sessions

σ^2_{PR} = Variance component for interaction between persons and raters

σ^2_{PS} = Variance component for interaction between persons and test sessions

σ^2_{RS} = Variance component for interaction between raters and test sessions

σ^2_{PRS} = Residual error or variance component for interaction between persons, raters and test sessions

In this study, all coefficients were computed with n_R and $n_S = 1$.

Table 1. Means and standard deviations (SD) for each rater on both test sessions and the grand mean (R1 + R2) and SD for the two raters on both test sessions for each posture index.

Posture Indices (N)	Rater 1 Mean (SD) (° or mm*)	Rater 2 Mean (SD) (° or mm*)	Rater 1 + Rater 2 Mean (SD) (° or mm*)
Frontal eyes obliquity (70)	0.4 (3.0)	0.3 (3.0)	0.4 (2.9)
Head Lateral Bending (70)	0.3 (2.9)	0.2 (2.8)	0.3 (2.8)
Gaze Angle R (64)	5.8 (5.2)	6.5 (5.1)	6.2 (5.1)
Gaze Angle L (64)	5.9 (5.6)	5.9 (5.7)	5.9 (5.5)
Head protraction R (50)	52.9 (5.2)	52.6 (5.1)	52.8 (5.1)
Head Protraction L (56)	126.9 (4.4)	127.1(4.2)	127.0 (4.3)
Cervical lordosis (59)	162.9 (8.5)	161.5 (8.8)	162.2 (8.3)
Shoulder elevation (69)	-2.1 (3.8)	-2.0 (3.6)	-2.0 (3.7)
Shoulder Protraction R (33)	64.4 (18.7)*	60.4 (18.8)*	62.4 (18.2)*
Shoulder Protraction L (50)	60.2 (18.1)*	64.1 (18.1)*	63.9 (17.7)*
Scapula Asymmetry (69)	-4.9 (7.1)	-5.5 (6.7)	-5.2 (6.8)
Waist Angle R (69)	152.9 (9.8)	152.7 (9.9)	152.8 (9.9)
Waist Angle L (69)	154.9 (9.8)	155.1 (9.8)	155.0 (9.8)
Trunk List (69)	8.2 (19.4)*	8.7 (19.8)*	8.4 (19.5)*
Scoliosis 1 (60)	192.7 (14.3)	189.7 (12.3)	191.2 (13.2)
Frontal Thoracic Angle (57)	9.7 (5.0)	8.7 (4.6)	9.2 (4.8)
Scoliosis 2 (52)	185.6 (10.1)	185.8 (10.0)	185.7 (9.8)
Frontal Lumbar Angle (50)	7.4 (4.9)	6.9 (4.1)	7.1 (4.2)
Frontal Pelvic tilt (front) (70)	-1.6 (2.0)	-1.0 (1.9)	-1.3 (1.9)
Frontal Pelvic tilt (back) (69)	-1.8 (3.4)	-2.1 (3.3)	-1.9 (3.2)
Sagittal Pelvic tilt R (55)	12.1 (5.5)	12.2 (5.7)	12.1 (5.5)
Sagittal Pelvic tilt L (61)	11.2 (4.8)	10.5 (4.9)	10.9 (4.8)
Frontal Knee Angle R (69)	-5.3 (3.0)	-4.6 (3.1)	-4.9 (3.0)
Frontal Knee Angle L (69)	-4.1 (3.2)	-4.2 (3.0)	-4.1 (3.1)
Q Angle R (69)	-11.8 (4.6)	-8.4 (5.3)	-10.1 (4.8)
Q Angle L (69)	-12.3 (5.0)	-10.0 (5.1)	-11.2 (4.8)
Knee Varus (32)	12.9 (9.5)*	12.7 (9.4)*	12.8 (9.4)
Knee Valgus (58)	26.8 (24.9)*	26.5 (24.6)*	26.6 (24.7)*
Sagittal Knee Angle R (69)	1.7 (5.3)	1.3 (4.9)	1.5 (5.0)
Sagittal Knee Angle L (67)	0.6 (5.3)	0.2 (4.8)	0.4 (5.0)
Tibio Calcaneum Angle R (66)	7.3 (2.9)	5.1 (3.0)	6.2 (2.9)
Tibio Calcaneum Angle L (65)	5.9 (3.3)	7.3 (2.9)	6.6 (2.9)

Legend: *data in mm

Table 2. Reliability: Dependability coefficients (ϕ) and standard error of measurement (SEMs) for the posture indices for Random design, Test-retest design (Rater fixed) and Inter-rater design (Test session fixed)

Posture Indices (N)	Reliability					
	Random Factors		Test-retest (Rater fixed)		Inter-rater (Test session fixed)	
	ϕ	SEM (° or mm*)	ϕ_S	SEM _S (° or mm*)	ϕ_R	SEM _R (° or mm*)
Frontal eyes obliquity (70)	0.90	1.0	0.94	0.7	0.97	0.5
Head Lateral Bending (70)	0.90	0.9	0.94	0.7	0.97	0.5
Gaze Angle R (64)	0.83	2.3	0.89	1.7	0.95	1.1
Gaze Angle L (64)	0.89	1.9	0.94	1.3	0.96	1.1
Head protraction R (50)	0.93	1.4	0.96	1.0	0.97	0.8
Head Protraction L (56)	0.92	1.3	0.95	1.0	0.98	0.6
Cervical lordosis (59)	0.79	4.2	0.91	2.6	0.90	2.8
Shoulder elevation (69)	0.93	1.0	0.95	0.8	0.98	0.5
Shoulder Protraction R (33)	0.81	8.5*	0.92	5.1*	0.90	5.8*
Shoulder Protraction L (50)	0.85	7.3*	0.92	5.0*	0.95	4.1*
Scapula Asymmetry (69)	0.88	2.4	0.94	1.7	0.96	1.4
Waist Angle R (69)	0.98	1.2	0.99	0.9	0.996	0.6
Waist Angle L (69)	0.98	1.3	0.99	1.0	0.995	0.7
Trunk List (69)	0.95	4.3*	0.98	2.9*	0.98	2.7*
Scoliosis 1 (60)	0.93	3.5	0.98	1.7	0.95	2.9
Frontal Thoracic Angle (57)	0.88	1.8	0.94	1.2	0.95	1.1
Scoliosis 2 (52)	0.83	4.3	0.92	3.0	0.94	2.5
Frontal Lumbar Angle (50)	0.67	2.7	0.86	1.6	0.81	1.9
Frontal Pelvic tilt (front) (70)	0.72	1.1	0.88	0.7	0.84	0.8
Frontal Pelvic tilt (back) (69)	0.81	1.5	0.90	1.0	0.93	0.9
Sagittal Pelvic tilt R (55)	0.87	2.1	0.93	1.5	0.96	1.1
Sagittal Pelvic tilt L (61)	0.85	2.0	0.91	1.5	0.95	1.1
Frontal Knee Angle R (69)	0.91	0.9	0.97	0.5	0.95	0.7
Frontal Knee Angle L (69)	0.93	0.9	0.96	0.6	0.98	0.5
Q Angle R (69)	0.63	3.5	0.88	1.7	0.72	2.8
Q Angle L (69)	0.64	3.3	0.84	2.0	0.78	2.4
Knee Varus (32)	0.95	2.1*	0.98	1.2*	0.97	1.6*
Knee Valgus (58)	0.99	2.7*	0.995	1.7*	0.99	1.8*
Sagittal Knee Angle R (69)	0.87	1.9	0.95	1.1	0.94	1.3
Sagittal Knee Angle L (67)	0.86	1.9	0.94	1.2	0.94	1.2
Tibio Calcaneum Angle R (66)	0.51	2.6	0.73	1.6	0.67	1.9
Tibio Calcaneum Angle L (65)	0.53	2.4	0.77	1.5	0.70	1.7

Legend: *data in mm, indices in boldface font represent the 24 selected PI for evaluation of global posture.

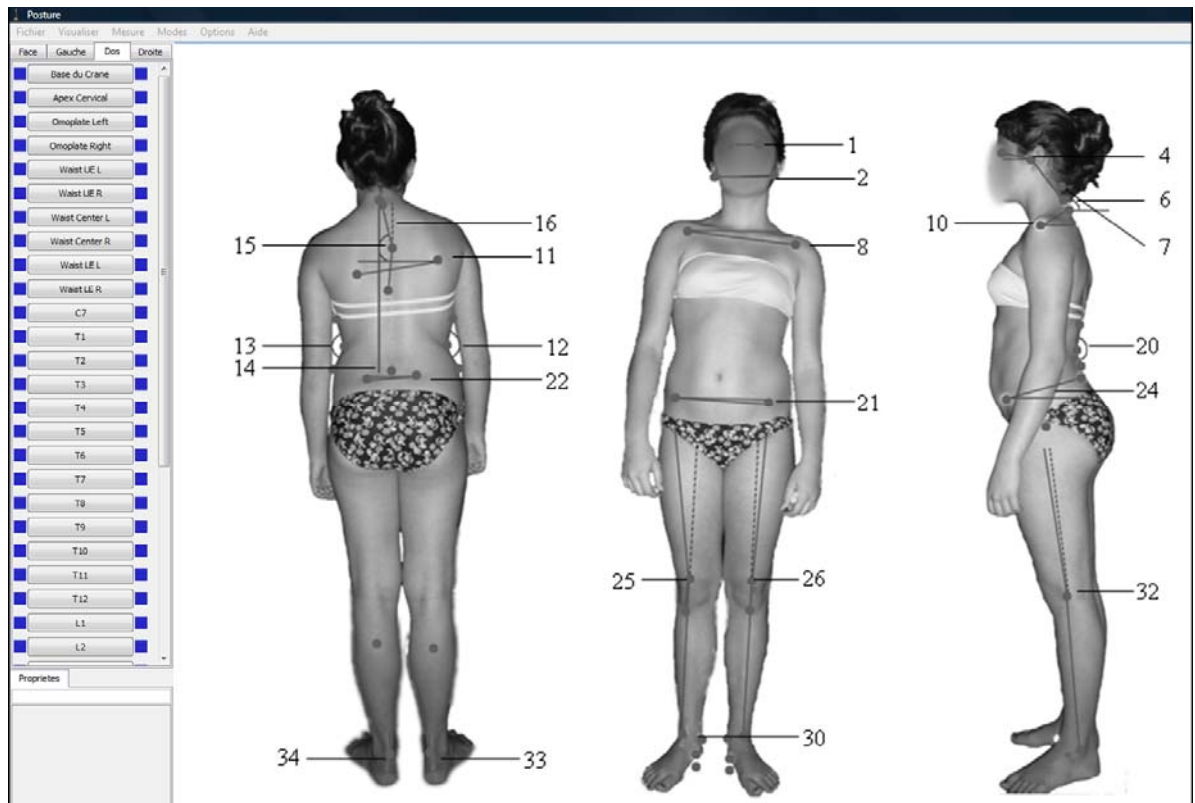
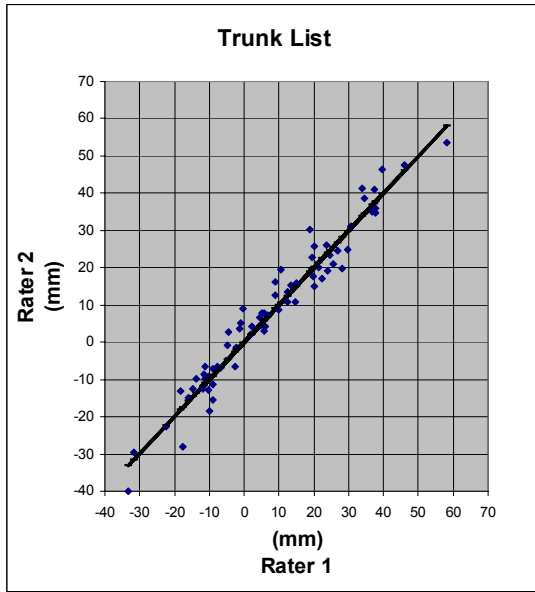
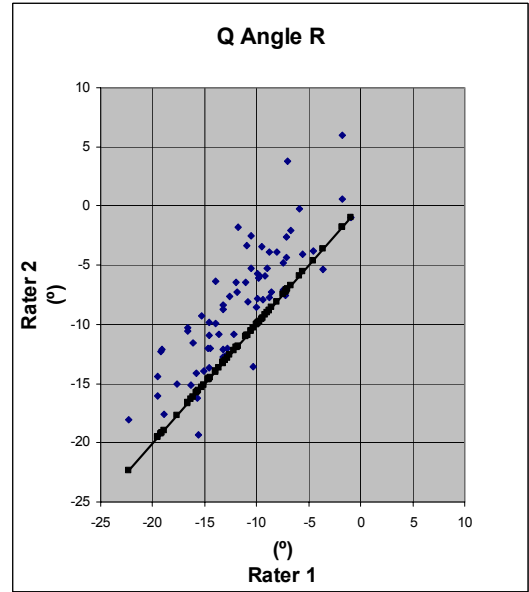


Figure 1



A)



B)

Figure 2

Chapitre6 Étude de validité

6.1 Article 3 : Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis

Carole Fortin, Debbie Feldman, Farida Cheriet, Hubert Labelle

Article accepté le 24 novembre 2009 à la revue *Spine*

Sous presse

L'auteur principal confirme sa contribution majeure à l'élaboration du protocole expérimental, au financement du projet, à l'acquisition, au traitement et à l'interprétation des données ainsi qu'à la rédaction de cet article scientifique (90%). Une brève description de la contribution des coauteurs est présentée ci-dessous.

Les docteurs Feldman, Cheriet et Labelle ont dirigé l'étudiante pour la réalisation de cette étude. Dre Feldman a contribué à l'élaboration du protocole expérimental, au financement, à l'analyse des données et à la rédaction de l'article. Dre Cheriet et Dr Labelle ont également contribué à l'élaboration du protocole expérimental et à la rédaction de cet article.

**Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in
idiopathic scoliosis**

Carole Fortin^{1,2}, P.T., M.Sc., Debbie E. Feldman^{3,4}, P.T., Ph.D., Farida Cheriet^{1,5}, Ph.D.,
Hubert Labelle^{1,2}, M.D.

Affiliations:

¹Centre de recherche, CHU Sainte-Justine

²Faculté de médecine, Université de Montréal

³École de réadaptation, Université de Montréal

⁴Groupe de Recherche Interdisciplinaire en Santé

⁵École Polytechnique, Université de Montréal

ACKNOWLEDGEMENTS

This project is supported by the Discovery Advancement Program of the Canadian Arthritis Network. C. Fortin is supported by a Ph.D. scholarship from the FRSQ, MENTOR, a strategic CIHR training program/REPAR and research Centre of Sainte-Justine University Hospital Center. Dr Ehrmann Feldman was funded by the Arthritis Society and is currently funded by the FRSQ (Fonds de la recherche en santé du Québec). The authors acknowledge Dr P.A. Mathieu for revision of the manuscript, Ionut Alexandrescu, Christian Bellefleur, Philippe Debanné, Fabiana Dias Antunes, Manuela Materassi, Valérie Pazos, José Félix Sosa and Jérémie Thériault for their technical assistance, Frédérique Gauthier for data collection, Erin Grunstein and Asma Bekri for the recruitment of subjects with IS and all participants.

ABSTRACT

Study Design. Concurrent validity between postural indices obtained from digital photographs (2D), surface topography imaging (3D) and radiographs.

Objective. To assess the validity of a quantitative clinical postural assessment tool of the trunk based on photographs (2D) as compared to a surface topography system (3D) as well as spinal indices calculated from radiographs.

Summary of Background Data. To monitor progression of scoliosis or change in posture over time in young persons with idiopathic scoliosis, non invasive and non ionizing methods are recommended. In a clinical setting, posture can be quite easily assessed by calculating key postural indices from photographs.

Methods. Quantitative postural indices of 70 subjects aged 10 to 20 years old with idiopathic scoliosis (Cobb angle: 15° to 60°) were measured from photographs and also from 3D trunk surface images taken in the standing position. Shoulder, scapula, trunk list, pelvis, scoliosis and waist angles indices were calculated with specially designed software. Frontal and sagittal Cobb angles and trunk list were also calculated on radiographs. The Pearson correlation coefficients (r) was used to estimate concurrent validity of the 2D clinical postural tool of the trunk with indices extracted from the 3D system and with those obtained from radiographs.

Results. The correlation between 2D and 3D indices was good to excellent for shoulder, pelvis, trunk list and thoracic scoliosis ($0.81 > r < 0.97$; $p < 0.01$) but fair to moderate for thoracic kyphosis, lumbar lordosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis ($0.30 > r < 0.56$; $p < 0.05$). The correlation between 2D and radiograph spinal indices was fair to good (-0.33 to -0.80 with Cobb angles and 0.76 for trunk list; $p < 0.05$).

Conclusion. This tool will facilitate clinical practice by monitoring trunk posture among persons with idiopathic scoliosis. Further, it may contribute to a reduction in the use of x-rays to monitor scoliosis progression.

Keywords: posture, surface topography, validity, idiopathic scoliosis

Key points

- 1) Development of non invasive methods is recommended to monitor progression of scoliosis or change in posture over time in persons with idiopathic scoliosis.
- 2) Quantitative assessment of trunk posture from photographs is valid among subjects with idiopathic scoliosis.
- 3) Measurement of spinal indices such as trunk list and thoracic scoliosis from surface markers may be a clinical alternative to reduce radiograph frequency.
- 4) This non-invasive tool may facilitate the follow-up of trunk posture and scoliosis progression.

INTRODUCTION

Idiopathic scoliosis (IS) is associated with three-dimensional (3D) morphologic modifications of the trunk which result in postural asymmetries. These asymmetries are associated with the risk of progression of the deformation¹⁻³ which can affect functional activities^{4,5} and limit participation in active life⁶. Correction of posture is thus an important goal of treatment in children and adolescents with IS. To monitor change in scoliosis over time, the Cobb angle remains the gold standard⁷. Calculated from radiographs, it gives information on bony structures or vertebral alignment. The use of non invasive methods to monitor progression of scoliosis or change in posture over time will decrease the risk associated with repeated radiation doses⁸⁻¹¹. The scoliometer¹²⁻¹⁴ is an example of a simple, reliable and non radiating tool that has demonstrated its usefulness in school screening and prediction of scoliosis progression. However, this tool measures rib hump which is only one index of posture. Various 3D posture analysis systems such as Optotrak, Vicon, Motion Analysis and surface topography systems have been used to quantitatively assess posture of subjects with IS^{11,15-19}. Among these approaches, surface topography systems appear to be more appropriate to assess trunk postural impairments as they offer a better 3D description of the morphological deformity associated with scoliosis^{8,15,16,18}. However, these systems are not accessible for most clinicians since they are expensive, require specialized trained technicians and the data processing is complex. Thus a simpler tool is needed to measure posture quantitatively in a clinical setting and to monitor scoliosis progression. A promising technique to easily assess posture in clinic is based on the calculation of body angles and distances on photographs²⁰⁻²⁴. Photograph acquisition has demonstrated good intra and inter-rater reliability for several postural indices in normal subjects^{21-23, 25,26} and subjects with IS²⁷. However, the validity of only a few trunk postural indices taken from photographs or surface markers has been assessed^{9,23,26,28}. Except for the trunk list index^{9,28}, the validity of these indices was evaluated among normal persons and not on persons having trunk deformities and were not specific enough to characterize scoliosis progression.

Since postural indices (angles or distances) taken on photographs are in 2D while the postural asymmetries are in 3D, it is important to verify if the 2D indices correlate well with the 3D postural asymmetries. Thus, our objective was to determine the validity of a new quantitative clinical postural assessment tool among subjects with IS. More specifically, we wanted to: 1) verify the concurrent validity of each 2D postural index of the trunk with a 3D surface topography system; 2) evaluate the concurrent validity of the spinal indices in the frontal and sagittal planes with conventional radiographs.

Methods

Participants

Seventy subjects (60 females and 10 males) were recruited from the scoliosis clinic at the Sainte-Justine University Hospital Center in Montreal. Inclusion criteria were: ages 10 to 20 years old, idiopathic scoliosis diagnosis with a frontal deformity between 15° and 60° (Cobb angle) and pain-free at the time of evaluation. Patients who had a leg length discrepancy greater than 1.5 centimetres as well as those who had had spine surgery were excluded. For the radiograph study, 20 subjects were excluded because their X-rays had not been taken within four months of the photographic evaluation. Mean age of participants was 15.7 ± 2.5 years and average weight and height were 51.9 ± 9.3 Kg and 161 ± 9.5 cm, respectively. Twenty-six subjects had a right thoracic scoliosis (mean of $37.9^\circ \pm 11.4^\circ$), 22 a double major scoliosis (means for each curve of $34.8^\circ \pm 13.0^\circ$; $33.2^\circ \pm 11.2^\circ$), 16 a thoraco-lumbar scoliosis (mean of $25.8^\circ \pm 7.2^\circ$) and six a lumbar scoliosis (mean of $26.7^\circ \pm 13.3^\circ$). All subjects and their parents signed informed consent forms and the project was approved by the ethics committee of the Sainte-Justine University Hospital Center.

Procedure

Participants were assessed by a trained physiotherapist at our laboratory at Sainte-Justine University Hospital Center and a quantitative postural evaluation software was used to calculate postural indices of the trunk. The software has a user-friendly

graphical interface and it allows calculation of postural indices from a set of markers selected interactively on the digital photographs (Figure 1). These markers (5 mm in diameter) were placed on the subject by the physiotherapist on the spinous processes (C7 to S1), coracoid process, inferior angle of the scapulae, anterior superior iliac spine (ASIS) and posterior superior iliac spine (PSIS). To facilitate measurement of sagittal postural indices, hemispheric 10 mm reflective markers were added on C7, upper end, apex and lower end vertebrae of the thoracic and lumbar spine, ASIS and PSIS. Other anatomical reference points such as upper end, lower end and center of the waist were also used for angle calculation of the right and left waist angle indices.

Our surface acquisition of trunk geometry was achieved with four 3D optical digitizers (3D Capturor, InSpeck Inc., Montreal, Canada). Each digitizer includes a structured light projector and a CCD camera connected to a computer. For the acquisition, the subject stands in erect position in the center of the set-up at an approximate distance of 1.5 m from each digitizer (Figure 2). The four projectors are turned on in succession and project structured light, i.e. a pattern of black and white narrow stripes which is deformed by the trunk's external shape. The fringe pattern is shifted three times, thus each CCD camera captures four fringe images. A fifth image without the fringes, allowing texture mapping on the reconstructed geometry, is also acquired by each camera. The complete process requires around 4 to 6 s¹⁰. Each digitizer acquires 4 fringe images as well as a texture image using FAPS (Fringes Acquisition and Processing Software, InSpeck Inc.). This device uses Phase-Shifted Moiré projection, an interferometry measurement method and an active optical triangulation technique to reconstruct 3D textured surface models. Spatial relations between the digitizers are established previously by a calibration procedure, in order to allow merging of the 3D polygonal surfaces obtained from the four digitizers. Thus, using this spatial information, EM (Editing and Merging, InSpeck Inc.) software automatically merges the partial views together to create a single 3D model. Textures from the various images are also merged and mapped onto the surface model.

Digital photographs were taken with two Panasonic Lumix cameras (DMC-FX01, 6.3 mega pixels) placed at a distance of 1.59 m for anterior and right lateral views

and 1.73 m for posterior and left lateral views at a height of 87.5 cm. Vertical and horizontal level adjustments of the cameras were done with a carpenter level. Placement and instructions given to all subjects concerning the positioning for data collection were standardized. To limit the variability associated with subject's position, two reference frames for feet placement (triangles of 30°) were drawn on the floor for frontal and sagittal views²⁹. Subjects were asked to look straight ahead and stand in a normally comfortable position^{21,22,29}. Supplementary sagittal photographs were taken with flexed elbows if ASIS were not visible^{21,25} and oblique (45°) as proposed by Watson and Mac Donncha²⁹ to allow better visualisation of markers on the vertebra for thoracic kyphosis and lumbar lordosis measurement.

A complete acquisition took 8 s and consisted of the following sequence: acquisition of trunk with surface topography (four 3D digitizers) and digital photographs of front and back views. The subject was then asked to turn and hemispheric markers were added on anatomical landmarks as previously mentioned. The subject was placed in the lateral position for acquisition of right and left lateral photographs with the digital cameras.

Quantitative postural indices from digital photographs and from 3D trunk surface were calculated with custom software programs allowing the operator to select a specific marker from the graphical interface and to put it directly on the corresponding anatomical landmark on a subject's photograph or surface. Different sets of markers are available according to each view (anterior, posterior or lateral). Following the selection of the markers associated with the calculation of an angle, its value is automatically displayed (Fig 1 and 3). For angle calculation on photographs, the origin of the horizontal and vertical axes is located at the left bottom corner of the image. For calibration, a cube of 15 cm was used. For the computation of postural indices from the 3D surface of the trunk, angle and distance calculations were obtained by performing first an orthogonal projection of each selected marker on the frontal and sagittal planes, then the postural indices were measured in the corresponding planes. The Appendix describes the methods for angle and distance calculations from 2D, radiographs and the 3D trunk surface. Measurements taken on radiographs were the frontal and sagittal Cobb

angles and trunk list (C7/S1). One operator was assigned to one type of measurement i.e. 2D, or 3D or radiographs.

Data analysis

Descriptive statistics (mean, standard deviation (SD)) were used to characterize participants and postural indices.

We used Pearson product moment correlation coefficients to estimate concurrent validity of 2D trunk postural indices (photograph) with 3D postural indices (mean of three measurements obtained from the surface topography system). The Pearson product moment correlation coefficients also served to assess correlation between 2D spinal indices and corresponding measurements on radiographs (frontal and sagittal Cobb angles and trunk list). Our interpretation of the coefficients was: <0.25 as little or no relationship; 0.25 to 0.50 as fair; 0.50 to 0.75 as moderate to good; and >0.75 as good to excellent³⁰. All calculations were done using SPSS statistical analysis software (version 17.0 for Windows).

RESULTS

Descriptive data

The mean and standard deviation (SD) of each postural index from the 2D and 3D methods are presented in Table 1. Independent t-tests performed on our cohort reveal that the thoracic scoliosis was statistically larger than the thoracolumbar or lumbar scoliosis as measured by the 2D tool ($p=0.001$) and the 3D system ($p=0.004$).

Concurrent validity of postural indices with 3D system

The Pearson product moment coefficients for each postural index ranged from 0.30 to 0.97 and were all statistically significant (Table 1). The level of correlation between the 2D and 3D indices was good for ten indices (r ranging from 0.81 to 0.97) with the highest value for the scapula asymmetry index. The lumbar lordosis, thoracic kyphosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis 2D indices are fairly to moderately correlated with the 3D indices (r ranging from 0.30 to 0.56).

Concurrent validity of spinal indices with X-rays

The Pearson product moment coefficients for each spinal index were all statistically significant (Table 2). There were good negative correlations between 2D and X-ray spinal indices for thoracic scoliosis and thoracic kyphosis and good correlation for trunk list. Correlations were fair for lumbar lordosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis.

Trunk list, thoracic scoliosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis demonstrated a higher degree of correlation with the 3D system whereas thoracic kyphosis and lumbar lordosis were more highly correlated with the Cobb angle measurement method.

DISCUSSION

To our knowledge, this study is the first to assess the validity of a quantitative clinical postural assessment tool of the trunk among subjects with IS, using photographs, a 3D system and radiographs. Surface topography systems have been largely used in research to characterise the 3D morphology of persons with IS^{8,15-19}. These systems have adequate accuracy (mean errors for all markers: 1.1 ± 0.9 mm), good correlations with Cobb angle for several indices of the trunk, an excellent inter-trial level of reliability (ICCs ≥ 0.91) and a short acquisition time (5 s)^{10,15,16,18}.

Our results show a good to excellent correlation between 2D postural indices from photographs and postural indices obtained from 3D trunk surface for indices representing shoulder, pelvis, trunk alignment and thoracic scoliosis angle. Correlation was only fair to moderate for the thoracic kyphosis, lumbar lordosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis spinal indices. For thoracolumbar or lumbar scoliosis index, the low correlation may be attributable to differences in the selection of the vertebrae for this calculation. Two different technicians performed the 2D photographs and 3D surface measurements. According to Mior et al.³¹ and Cheung et al.³², the inter-rater reliability for identification of upper end, apex and lower end vertebra is higher on the larger curve. Thoracolumbar or lumbar scoliosis curves were smaller than the thoracic scoliosis ones. As for Cobb angle measurement on x-rays, it is recommended that the same person perform the vertebrae selection for scoliosis calculation. Also, the line segments used in

the calculation of the lumbar scoliosis are shorter. Thus, a small deviation in marker placement from shorter line segments will produce a larger difference in angle calculation as compared with longer ones.

The low relationship between 2D and 3D measurements for sagittal spinal curves may arise from the oblique (45°) position in which the measurements were taken. Because of the trunk asymmetry, reflective markers were not always visible on sagittal views. The relationship between these 2D sagittal spinal indices was higher with the Cobb angle, in agreement with the results of Raine and Twomey²³. Even though the thoracic kyphosis has demonstrated a good negative relationship with the sagittal Cobb angle, the results with the 3D system suggest that oblique measurements are not representative of the 3D thoracic kyphosis and lumbar lordosis. Van Niekerck et al.²⁶ proposed a technique using sticks with reflective markers and showed good correlation ($r=0.81$) between photo and X-rays for the thoracic kyphosis taken in upright sitting position among normal youths. This may be a more appropriate way to assess sagittal spinal curves on photographs, but will need to be verified in the standing position among subjects with IS.

Except for the thoracic kyphosis and lumbar lordosis, 2D spinal indices had higher correlation with the 3D system than with X-ray measurements. This could be attributable to the fact that 2D and 3D measurements were calculated from the same markers, were done in the same position, and only a few seconds apart whereas radiographs were taken in a different position, and not necessarily on the same day. As demonstrated by Engsberg et al.⁹ and Lenke et al.,²⁸ for trunk list measurement, the relationship between measurement from surface markers and anatomical landmarks on radiographs was strong only when taken simultaneously. For thoracic scoliosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis indices, measurements on photographs derive from markers placed on spinous processes whereas measurements on radiographs were determined by the Cobb angle technique. The curve described by the spinous processes underestimated the magnitude of scoliosis³³ and is more influenced by the rotation of the apical vertebra³⁴. According to our results, it seems that the correlation between surface

markers and identified vertebral bodies on X-ray is better for C7 and the thoracic region than for the lumbar region.

The main limitations of this study are related to the time lapse between photograph and radiograph acquisitions and to the differences in upper end, apex and lower end vertebrae selection for the calculation of scoliosis angles from photographs, 3D surface topography system and radiographs. The acquisition of a low-dose radiograph device (EOS system) by the hospital will facilitate the realisation of future studies where the concordance of surface reflective markers placed on the trunk can be assessed against the real position of the vertebrae.

This non-invasive tool should be easy to use in a clinical setting to monitor trunk posture as both the digital camera and the software are inexpensive, the graphical interface of the software is user-friendly (two hours of training were enough to achieve reliable measurements) and the time required to complete a trunk evaluation is about 20 minutes (10 minutes for marker placement and photograph acquisitions and 10 minutes for angles and distances calculation with the software). Some indices such as waist angles, trunk list and thoracic scoliosis are good indices to characterize scoliosis and present a good relationship with the 3D system or with both, the 3D system and X-rays. In a previous study, we found an excellent level of inter-occasion and inter-rater reliability for these indices ²⁷. The good validity and the excellent reliability of these clinical indices taken from photographs, in combination with the scoliometer, may support their use as a good alternative for scoliosis screening, to reduce the number of radiographs for the monitoring of scoliosis progression and to document cosmetic changes after conservative or surgical treatment.

Conclusion

The good to excellent correlations between measurements taken on photographs and those obtained from the 3D surface topography system found in this study suggest that 10 out of 13 postural indices of the quantitative clinical postural assessment tool of the trunk are valid. Trunk list and thoracic scoliosis indices measured from surface

markers on photographs are sufficiently well correlated with measurements on radiographs to be considered as an alternative to monitor scoliosis progression in a clinical setting. This tool will facilitate clinical practice by monitoring trunk posture and may contribute to a reduction in the use of x-rays among persons with IS. However, future studies are still needed to demonstrate if postural indices included in this tool are sensitive enough to detect scoliosis progression or treatment effectiveness.

References

1. Burwell R.G., Cole A.A., Cook T.A., et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis: the Nottingham concept. *Acta Orthop Belg* 1992;58:pp 33-58.
2. Reuber M, Schultz A, McNeil T, et al. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine* 1983;8:447-56.
3. Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ. The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. *Eur Spine J* 2000;9:178-84.
4. Mahaudens P, Thonnard J-L, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescent with idiopathic scoliosis. *Spine J* 2005;5:427-33.
5. Chow DHK, Kwok MLY, Cheng JCY, et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait Posture* 2006;24:173-81.
6. Danielsson A.J., Wiklund I, Pehrsson K, et al. Health-related quality of life in patients with adolescent idiopathic scoliosis: a matched follow-up at least 20 years after treatment with brace or surgery. *Eur Spine J* 2001;10.
7. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. In *American Academy of Orthopaedic Surgeons: instructional course, vol 5, Ann Arbor, MI: JW Edwards* 1948;261-75.
8. Bergeron C, Cheriet F, Ronsky J, et al. Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression. *Engineering Application of Artificial Intelligence* 2005;18:973-83.
9. Engsborg JR, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Relationships between spinal landmarks and skin surface markers. *J Appl Biomech* 2008;24:94-7.
10. Pazos V, Cheriet F, Song L, et al. Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Med Biol Eng Comput* 2005;43:11-5.
11. Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, et al. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clin Biomech* 2005;20:483-90.

12. Korovessis PG, Stamatakis MV. Prediction of scoliotic Cobb angle with the use of the scoliometer. *Spine* 1996; 21: 1661-1666.
13. Bunnell WP. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66A: 1381-1387.
14. Burwell RG, Aujla RK, Kirby AS et al. The early detection of adolescent idiopathic scoliosis in three positions using the scoliometer and real-time ultrasound: should the prone position also be used? *Stud Health Technol Inform* 2002; 88:74-80.
15. Goldberg C.J., Kaliszer M., Moore D.P., et al. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* 2001;26:pp E55-E63.
16. Jaremko JL, Poncet P, Ronsky J, et al. Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clin Biomech* 2002;17:559-68.
17. Oxborrow NJ. Assessing the child with scoliosis: the role of surface topography. *Arch Dis Child* 2000;83:453-5.
18. Pazos V, Cheriet F, Dansereau J, et al. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstruction. *Eur Spine J* 2007;16.
19. Theologis TN, Fairbank JCT, Turner-Smith AR, et al. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the integrated shape imaging system scanner. *Spine* 1997;22:1223-28.
20. Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, et al. Postural development in school children: a cross-sectional study. *Chiropr Osteopat* 2007;15:1.
21. McEvoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet Disord* 2005;6:35.
22. Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, et al. Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 2007;15:15.
23. Raine S, Twomey LT. Validation of a non-invasive method of measuring the surface curvature of the erect spine. *J Man Manip Ther* 1994;2:11-21.
24. Smith A, O'Sullivan P, Straker L. Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine* 2008;33:2101-7.

25. Raine SA. Variations of a series of physical characteristics related to the comfortable erect standing posture and how these are affected by age, gender, back pain and physical activity (dissertation). *Perth (Western Australia); Curtin University of Technology* 1995.
26. van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, et al. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: A reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:113.
27. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, et al. Développement et validation d'un outil clinique pour l'analyse quantitative de la posture : Résultats préliminaires. *Actes de colloque REPAR*. Montreal, Quebec, Canada, 2008.
28. Lenke LG, Engsberg JR, Ross SA, et al. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2001;26:E330-E7.
29. Watson AWS, MacDonncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness* 2000;40:260-70.
30. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research; Applications to Practice*. Second edition, Julie Alexander, Upper Saddle River, 2000.
31. Mior SA, Kopansky-Giles DR, Crowther ER, et al. A comparison of radiographic and electrogoniometric angles in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1996;21:1549-55.
32. Cheung J, Wever DJ, Veldhuizen AG, et al. The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine. *Eur Spine J* 2002;11:535-42.
33. Wever DJ, Veldhuizen AG, Klein JP, et al. A biomechanical analysis of the vertebral and rib deformities in structural scoliosis. *Eur Spine J* 1999;8:252-60.
34. Diab KM, Sevastik JA, Hedlund R, et al. Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method. *Eur Spine J* 1995;4:291-5.

APPENDIX

Postural indices of the trunk and methods of angle and distance calculation on 2D, 3D and X-ray

Postural indices of the trunk	Body angle and distance calculation 2D/3D and X-ray*
1. Shoulder Elevation	A line drawn between the left and right coracoid process markers, and the angle of this line to the horizontal.
2. Scapula Asymmetry	The angle formed by a line drawn from the left and right inferior angle of scapula and the horizontal.
3. Waist Angle R 4. Waist Angle L	The angle subtended by lines drawn through the upper end of waist to the center of waist and the center of waist through the lower end of waist.
5. Trunk List	Distance between a line from C7 to S1. *X-ray: distance between a line from the center of vertebral body of C7 to the center of vertebral body of S1.
6. Thoracic scoliosis (modified Ferguson angle)	The angle subtended by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the thoracic/thoraco-lumbar/lumbar scoliosis and the apex through the lower end-vertebra of the curve. *X-ray: Frontal Cobb angle.
7. Thoracolumbar or lumbar scoliosis (modified Ferguson angle)	
8. Thoracic kyphosis	The angle subtended by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the kyphosis and the apex through the lower end-vertebra of the curve. *X-ray: Sagittal thoracic Cobb angle.
9. Lumbar Lordosis	The angle subtended by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the lordosis and the apex through L5. *X-ray: Sagittal lumbar Cobb angle.
10. Frontal Pelvic tilt (front) 11. Frontal Pelvic tilt (back)	The angle subtended by the horizontal and by the line joining the two ASIS (front) and the two PSIS (back).
12. Sagittal Pelvic tilt R 13. Sagittal Pelvic tilt L	The angle subtended by the horizontal and by the line joining the PSIS and ASIS.

Figure legends

Figure 1

Graphical interface with a reduced set of markers of the quantitative postural assessment tool at the left and a numerical photograph of a subject at the right. The green circles can be individually displaced by the operator for the calculation of 2D postural indices. The six figures represent the scapula asymmetry, the thoracic scoliosis, the right and left waist angles, the trunk list distance and the frontal pelvic tilt.

Figure 2

Trunk surface topography measurement and reconstruction. **A)** Experimental set-up with four Capturor InSpeck optical digitizers. **B)** Example of a Capturor 3D optical digitizer, consisting of a CCD camera coupled with a structured light projector. **C)** Set of four fringe images, each offset by $\frac{1}{4}$ phase, projected by a digitizer onto the back of a torso manikin. The fifth image provided the surface texture. **D)** Resulting phase image from the four fringe images; surface reconstruction uses the interferometry principle combined with active triangulation. **E)** The process of registering and merging the partial surfaces from the different digitizers produces the complete trunk surface.

Figure 3

Graphical interface for the trunk surface reconstruction (left panel) with all the tools available for the calculation of 3D postural indices (right panel). The red bars and lines represent different angles and distances calculated and displayed in the right panel.

Table 1. Means and standard deviations (SD) of 2D and 3D indices and concurrent validity (r) of 2D with 3D postural indices of the trunk

Postural Indices (N)	Mean (SD) (° or mm*)		Validity (r) 2D with 3D
	2D	3D	
Shoulder elevation (68)	-2.1 (3.9)	-0.9 (3.0)	0.88
Scapula asymmetry (68)	-4.3 (7.3)	-3.2 (6.1)	0.97
Waist angle (left) (68)	154.8 (9.9)	154.8 (10.6)	0.82
Waist angle (right) (68)	152.8 (10.0)	149.9 (12.5)	0.87
Thoracic scoliosis (59)	163.0 (8.3)	162.0 (7.7)	0.83
Thoracolumbar or lumbar scoliosis (51)	168.3 (6.5)	166.0 (6.3)	0.56
Thoracic kyphosis (61)	166.0 (8.5)	166.0 (5.8)	0.35
Lumbar Lordosis (59)	161.9 (7.8)	169.3 (7.7)	0.30 [†]
Trunk list (68)	8.8 (19.4)*	9.6 (16.6)*	0.89
Pelvic frontal tilt (face) (69)	-1.5 (2.2)	-1.1 (2.0)	0.81
Pelvic frontal tilt (back) (68)	-1.6 (3.5)	-1.4 (3.2)	0.90
Pelvic sagittal tilt (left) (62)	11.3 (5.3)	12.9 (4.9)	0.87
Pelvic sagittal tilt (right) (58)	12.5 (5.5)	13.0 (5.1)	0.89

Legend: *Data is in mm.

All correlations were statistically significant $p < 0.01$, except †: $p < 0.05$

Table 2. Means and standard deviations (SD) of X-Ray measurements and concurrent validity of 2D postural indices with X-Ray measurements for each spinal index

Spinal Indices (N)	Mean (SD) (° or mm*)		Validity (r) 2D with X- Rays
	2D	X-Rays	
Thoracic Scoliosis (37)	163 (9)	34 (13)	-0.80
Thoracolumbar or lumbar scoliosis (36)	168 (7)	30 (10)	-0.33
Thoracic kyphosis (40)	167 (8)	27 (11)	-0.77
Lumbar lordosis (44)	163 (8)	46 (11)	-0.48
Trunk list (50)	11.4 (19.7)*	5.0 (18.2)*	0.76

Legend: *Data is in mm.

All correlations were statistically significant $p < 0.01$

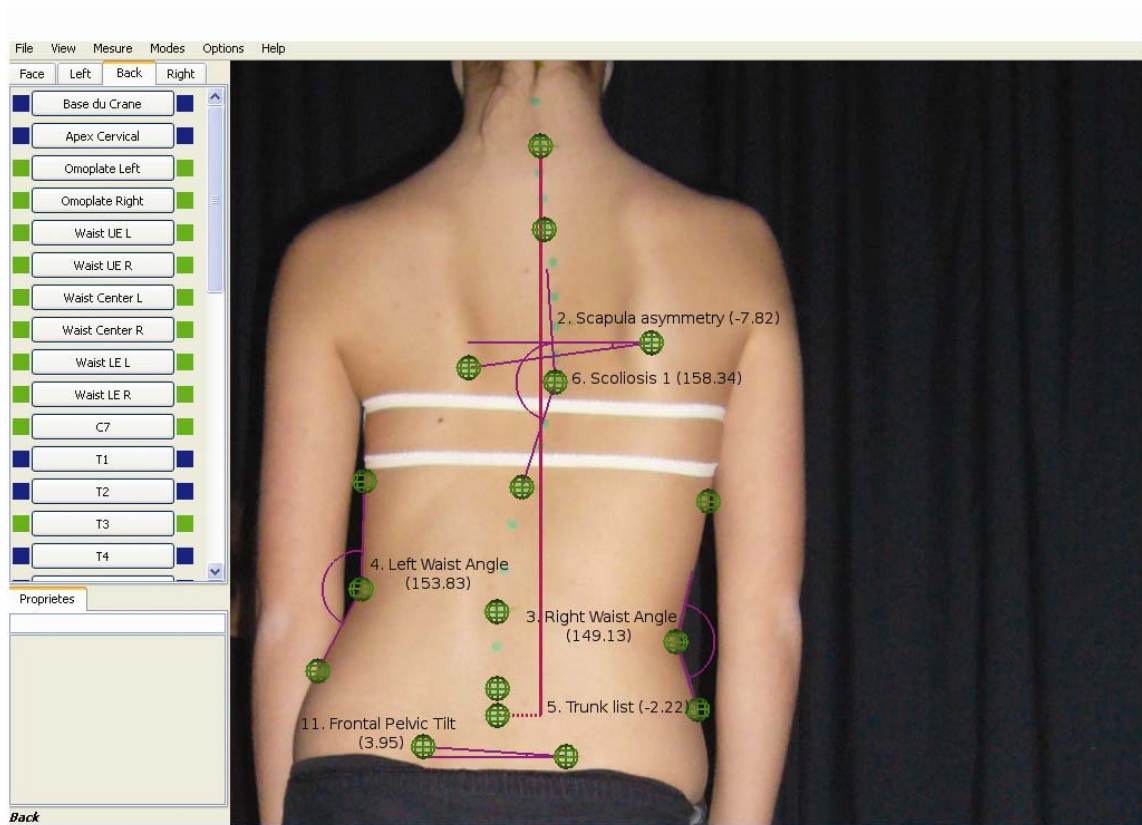


Figure 1

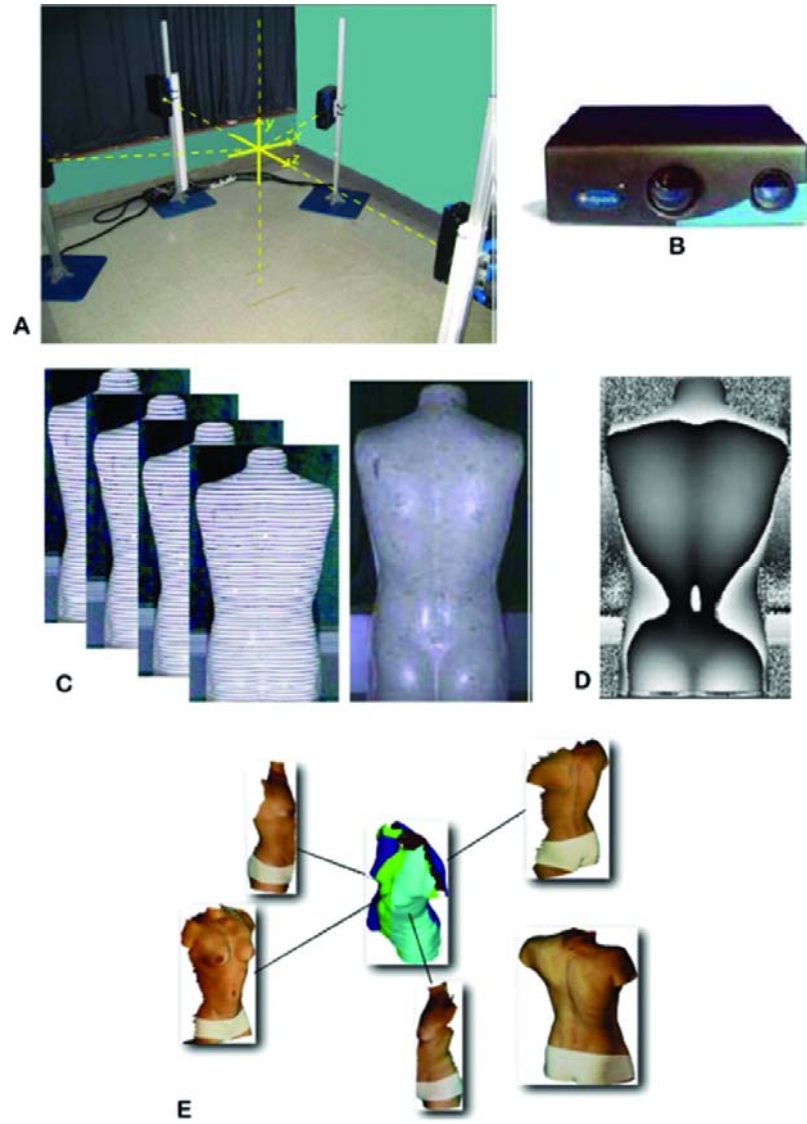


Figure 2

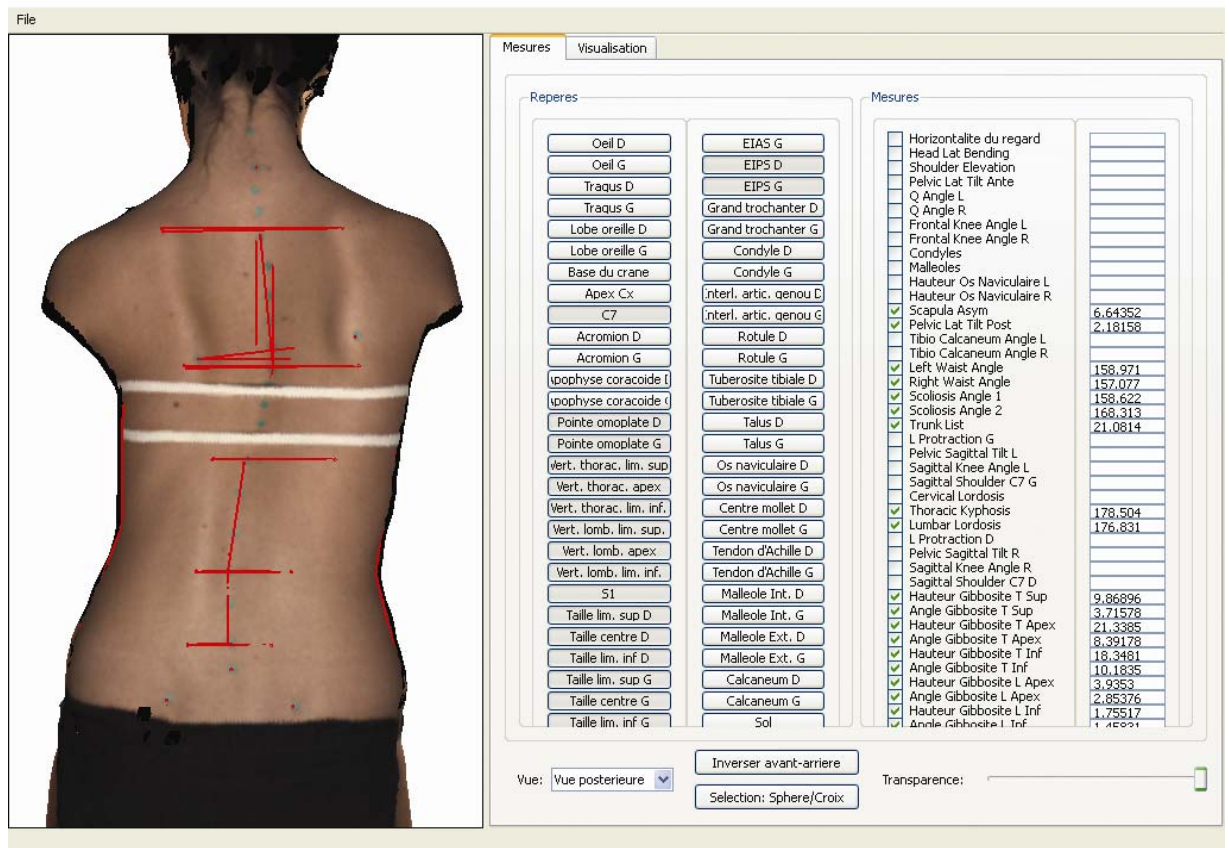


Figure 3

Chapitre7 Étude comparative de la posture debout et assise

7.1 Article 4 : Differences in standing and sitting posture in persons with idiopathic scoliosis

Carole Fortin, Debbie Feldman, Farida Cheriet, Hubert Labelle

Article soumis le 30 janvier 2010 à la revue *European Spine Journal*

L'auteur principal confirme sa contribution majeure à l'élaboration du protocole expérimental, au financement du projet, à l'acquisition, au traitement et à l'interprétation des données ainsi qu'à la rédaction de cet article scientifique (90%). Une brève description de la contribution des coauteurs est présentée ci-dessous.

Les docteurs Feldman, Cheriet et Labelle ont dirigé l'étudiante pour la réalisation de cette étude. Dre Feldman a contribué à l'élaboration du protocole expérimental, au financement, à l'analyse des données et à la rédaction de l'article. Les Docteurs Cheriet et Labelle ont contribué à l'élaboration du protocole expérimental et à la rédaction de l'article.

Differences in standing and sitting posture in persons with idiopathic scoliosis

Carole Fortin^{1,2}, P.T., M.Sc., Debbie E. Feldman^{3,4}, P.T., Ph.D., Farida Cheriet^{1,5}, Ph.D.,
Hubert Labelle^{1,2}, M.D.

Affiliations:

¹Centre de recherche, CHU Sainte-Justine

²Faculté de médecine, Université de Montréal

³École de réadaptation, Université de Montréal

⁴Groupe de Recherche Interdisciplinaire en Santé

⁵École Polytechnique, Université de Montréal

ACKNOWLEDGEMENTS

This project is supported by the Discovery Advancement Program of the Canadian Arthritis Network. C. Fortin is supported by a Ph.D. scholarship from the FRSQ, MENTOR, a strategic CIHR training program/REPAR and research Centre of Sainte-Justine University Hospital Center. Dr. Ehrmann Feldman is funded by the FRSQ. The authors acknowledge Ionut Alexandrescu, Christian Bellefleur, Philippe Debanné, Fabiana Dias Antunes and Philippe Labelle for their technical assistance, Frédérique Gauthier for data collection, Erin Grunstein for the recruitment of participants with IS and all participants.

ABSTRACT

Posture asymmetries are associated with muscle imbalance and can play an important role in scoliosis progression. Posture may differ in standing and sitting positions and require different therapeutic interventions. We explored if differences in standing and sitting posture indices could be detected using a quantitative clinical posture assessment tool and verified if these differences are influenced by type of scoliosis. Standing and sitting posture of 50 participants aged from 10 to 20 years old with thoracic and thoracolumbar or lumbar idiopathic scoliosis (Cobb angle: 15° to 60°) were assessed from digital photographs. Based on the XY coordinates of natural reference points and of markers placed on several anatomical landmarks, 13 angular and linear posture indices were calculated in both positions using a software program. Paired Student's t tests were used to compare values of standing and sitting posture indices. When all participants were analyzed together, significant differences between positions (paired t-tests, $p < 0.05$) were found for head protraction, shoulder elevation, scapula asymmetry, trunk list, scoliosis angle, waist angles and frontal and sagittal pelvic tilts. When analysis were done according to the type of scoliosis, difference in head protraction was only observed in thoracic scoliosis whereas differences in scapula asymmetry, trunk list and frontal pelvic tilt were only detected in thoracolumbar or lumbar scoliosis. These findings support the usefulness of this quantitative clinical tool to document differences in posture among persons with scoliosis. This tool may guide the clinician in the selection of appropriate exercises to improve posture.

Key words: standing posture, sitting posture, idiopathic scoliosis, global postural re-education

INTRODUCTION

Posture asymmetries are frequently observed among persons with idiopathic scoliosis (IS)[31, 46], are associated with muscle imbalance [19, 21, 35, 38, 41] and can play an important role in scoliosis progression [4, 17, 35, 41, 43]. This progression is attributable to biomechanical factors such as modified trunk alignment and body weight influences which create modifications in muscular moments acting on the spine especially during growth spurt [5, 17, 35, 43]. To restore good posture and to prevent scoliosis progression, physiotherapists work on muscle balance. Posture is usually assessed in the standing position. However, children and adolescents spend many hours a day in the sitting position at school or in leisure activities. Because assuming positions for long time periods may influence scoliosis progression, certain authors recommend that posture be assessed in both standing and sitting positions [15, 22, 41]. Moreover, asymmetries in posture indices, such as pelvic tilt, scoliosis or trunk list, could influence trunk kinematics and muscle activity differently in standing and sitting positions [1, 15, 33].

Pelvic frontal tilt in the standing position is frequently attributed to lower limb discrepancy in youths with thoracolumbar or lumbar scoliosis. However, according to Winter and Pinto [45], pelvic obliquity may also be caused by hip contractures, the scoliosis itself, or from a combination of these causes. Assessing differences between standing and sitting posture may help determine whether pelvic frontal tilt is associated with scoliosis or lower limb asymmetries or discrepancy [41] and be useful in terms of treatment approaches.

One posture evaluation and treatment approach used in physical therapy called Global Postural Re-education (GPR) has been proposed by Souchart [40, 41] to assess differences in posture asymmetries between standing and sitting positions. This technique aims to identify whether anterior or posterior muscles are responsible for the observed posture asymmetries and to determine the impact of the position (standing versus sitting) on the magnitude of these asymmetries and on the scoliosis. These observations guide the clinician in the selection of stretching postures and sensory

integration exercises to correct posture in the standing and/or sitting positions [21, 29, 30, 38, 41].

The GPR method brings new knowledge in the understanding of muscular impact on scoliosis [41]. Nevertheless, the selection of appropriate postural re-education in standing and/or sitting positions is actually based on subjective impressions that are not quantified by reliable and valid clinical measurement tools. Our team has developed a software based quantitative clinical posture assessment tool (QCPAT) for the calculation of angles and distances using digital photographs. This tool has good psychometric properties for measurements taken in the standing position (test-retest and inter-rater reliability as well as concurrent validity with radiographs and a 3D surface topography system) in persons with IS [12, 13] but the ability to detect differences between standing and sitting posture indices has not yet been established.

Thus, the purpose of this project was to explore if the QCPAT could be used to detect differences in standing and sitting posture indices among persons with idiopathic scoliosis. A secondary objective was to verify if results were influenced according to the type of scoliosis.

Methods

Participants

Fifty participants (43 females and 7 males) were selected from our previous study on reliability and validity of this tool. They were recruited from the scoliosis clinic at the Sainte-Justine University Hospital Center (SJUHC) in Montreal. Inclusion criteria were: ages 10 to 20 years old, idiopathic scoliosis diagnosis with a primary single curve between 15° and 60° (Cobb angle) and pain-free at the time of evaluation. We excluded participants who had a leg length discrepancy greater than 1.5 centimetres as well as those who had had spine surgery. All participants and their parents signed informed consent forms and the project was approved by the ethics committee of SJUHC.

Procedure and instrumentation

Participants were assessed by a physiotherapist at our laboratory at SJUHC and a

quantitative posture evaluation software was used to calculate posture indices of the head and trunk. The software has a user-friendly graphical interface and it allows calculation of postural indices from a set of markers selected interactively on the digital photographs (Figure 1). These markers (5 mm in diameter) were placed on the subject by the physiotherapist on the tragus, spinous processes (C2, C4 and C7 to S1), coracoid process, inferior angle of scapulae, ASIS and PSIS. To facilitate measurement of sagittal posture indices, hemispheric 10 mm reflective markers were added onto C4, C7, ASIS, and PSIS. Other anatomical reference points such as eyes, tips of the ears, upper end, lower end and center of waist also served for angle calculations.

Digital photographs were taken with two Panasonic Lumix cameras (DMC-FX01, 6.3 mega pixels) fixed on the bars of the 3D system (used for the validity study) and adjusted vertically to capture the full height of participants. The cameras were placed at a distance of 1.59 m for anterior and right lateral views and 1.73 m for posterior and left lateral views at a height of 87.5 cm. Vertical and horizontal level adjustments of the cameras were done with a carpenter's level. Placement instructions given to all participants concerning positioning for data collection were standardized. To limit the variability associated with subjects' standing positions, two reference frames for feet placement (triangles of 30°) were drawn on the floor for frontal and sagittal standing views [41, 44]. Subjects were asked to look straight ahead and stand in a normally comfortable position [23, 32, 44]. Supplementary sagittal photographs were taken with participants standing with flexed elbows if greater trochanter and ASIS were not otherwise visible [27].

For sitting position acquisitions, a table (75.5 cm height and 137.5 cm long) was placed at the same distance from the two cameras. Subjects were sitting in "long sitting": an erect position with legs as straight as possible on the table, and were asked to look straight ahead. Before the acquisition in the long "sitting position", palpation was done again and markers were re-positioned when necessary on the anatomical landmarks. The "long sitting" position was chosen because it has already been used in studies evaluating back and lower limb posterior muscle flexibility [2, 6, 36].

Quantitative posture indices from digital photographs were calculated with the custom software program allowing the operator to select a specific marker from the graphical interface and to put it directly on the corresponding anatomical landmark on a participant's photograph. Different sets of markers are available according to each view (anterior, posterior or lateral). Following the selection of the markers associated with the calculation of an angle, its value is automatically displayed (Fig 1). For angle calculation on photographs, the origin of the horizontal and vertical axes is located at the left bottom corner of the image. For calibration, a cube of 15 cm was used. The Appendix describes the methods for angle and distance calculation. All postural photos were digitalized by the same trained operator in standing and sitting positions. To obtain a better estimate of the participant's true score, the mean of two trials per each position was used for data analysis [7].

Data analysis

We used descriptive statistics (mean, standard deviation – SD, range) to characterize participants with scoliosis and the magnitude of posture indices from the clinical posture assessment tool in standing and sitting positions. We compared the average values of each posture index in the standing and sitting positions using paired t-tests. Certain indices could take on positive or negative values: for example, shoulder elevation could be positive if the left shoulder was higher or negative if the left shoulder was lower. To allow adequate comparisons between participants and positions for data implicating negative or positive signs, we have transformed the values to the same reference sign.

We used independent t-tests to compare the magnitude of the head, shoulder, scapula, trunk list and frontal pelvic tilt posture indices according to the type of scoliosis (thoracic scoliosis and thoracolumbar or lumbar scoliosis) in both positions. We did not include right and left waist angles and sagittal pelvic tilt since these indices are dependent on the side of the scoliosis and the number of participants was not sufficient to sub-divide the scoliosis types into right and left. Paired t tests were used to determine differences between positions among these two scoliosis categories for each posture

index. For this analysis, participants were categorized according to their primary curve; three participants were excluded for the following reasons: X-rays could not be retrieved, X-rays were too old, and lack of clarity regarding the primary scoliosis. All calculations were done using SPSS statistical analysis software (version 17.0 for Windows).

Results

There were 50 participants in this study and 86% were female. Mean age was 15.4 ± 2.6 years and average weight and height were 51.8 ± 8.5 Kg and 161.6 ± 10.2 cm, respectively. Twenty-nine subjects had a primary right thoracic scoliosis (mean of $36^\circ \pm 12^\circ$), 14 a thoracolumbar scoliosis (mean of $27^\circ \pm 8^\circ$) and seven a lumbar scoliosis (mean of $29^\circ \pm 10^\circ$). Twenty-six of participants had a compensatory curve.

Differences between standing and sitting positions

We found differences between standing and sitting positions for ten out of thirteen postural indices when all subjects were analyzed together (Table 1). At the head and neck body segment, only the Head protraction index showed a statistically significant difference between the standing and sitting posture. The angle of Head protraction was increased in the sitting position. Shoulder elevation and Scapula asymmetry were both significantly lower in the sitting position than in standing.

At the back level, left and right Waist angles, Trunk list and Scoliosis angle were significantly different in the two positions. For the pelvis, Pelvic frontal tilt was significantly lower in the sitting position and left and right Pelvic sagittal tilts were significantly tilted posteriorly in the sitting position.

Differences according to the type of scoliosis

Independent t-tests performed on posture indices reveal statistically significant differences according to the type of scoliosis only for the frontal pelvic tilt ($p=0.01$) and trunk list ($p=0.02$) in the standing position. Subjects with thoracolumbar or lumbar

scoliosis had greater frontal pelvic tilt and trunk list than subjects with thoracic scoliosis (Figure 2).

When data are analyzed according to the type of scoliosis, subjects with thoracic scoliosis demonstrated significant differences between positions for six out of twelve indices whereas eight out of twelve indices were significantly different in thoracolumbar or lumbar scoliosis (Table 2). Significant differences were found for shoulder elevation, trunk list, waist angles (left and right) and the left and right sagittal pelvic tilts indices in both types of scoliosis. Differences in head protraction index was only observed in thoracic scoliosis whereas differences in scapula asymmetry and frontal pelvic tilt were only detected in thoracolumbar or lumbar scoliosis (Table 2). No significant difference could be found for the Scoliosis angle in both groups of scoliosis.

Discussion

The objectives of this study were to explore whether differences between standing and sitting positions could be detected with the QCPAT from digital photographs in persons with IS and to evaluate the association between type of scoliosis and these differences. Although differences between standing and sitting positions could be detected for ten out of thirteen posture indices when all participants were analyzed together, the differences were influenced by the type of scoliosis.

Our results are similar to those of Nault et al. [31] regarding the magnitude of head, shoulder and pelvis posture asymmetries in the standing position. In agreement with Gram and Hasan's [15] results, we found larger values in the standing position for trunk list in the thoracolumbar or lumbar scoliosis type. Thoracolumbar and lumbar scoliosis are more associated with pelvic and lower limb asymmetries which can increase the trunk list in the standing position [11, 14, 16].

Except for head position and waist angles, the mean values of posture indices were lower in the sitting position indicating less asymmetry. In the sitting position, the base of support is greater and the impact of lower limb discrepancy is eliminated

creating more stability and less compensation, especially in thoracolumbar and lumbar scoliosis [3]. The position of the head in the frontal plane (Frontal eyes obliquity and Head Lateral Bending) was stable across positions and types of scoliosis, in agreement with previous reports [8, 31]. However, in the sagittal plane, head protraction was increased in sitting and was associated with thoracic scoliosis. Thoracic scoliosis is often characterized by a decrease in thoracic kyphosis which has been attributed to retraction of spinal muscles [28, 41]. The “long sitting” position places tension on the posterior muscles [2, 6, 36, 41]. It is possible that subjects with thoracic scoliosis are stiffer and need to compensate by bending their head to maintain balance. This hypothesis should be verified with a larger sample size.

Gram and Hasan [15] have already pointed out the importance of assessing the effect of standing and sitting postures on spinal curves in persons with IS. Using a 3D posture analysis system, they reported significant differences between standing and sitting postures for their 3D scoliosis angle (named 3D apex angle) but not for the trunk list (lateral lean) and the 2D scoliosis angle (named frontal apex angle) when all curve types were analyzed together. This discrepancy with our findings may be attributable to our larger sample size ($n = 47$ in our study and $n = 19$ in Gram and Hasan’s study [15]). However, when our participants were divided into two scoliosis groups, our results were similar to those of Gram and Hasan [15]. According to our results and those reported by Gram and Hasan [15], it is possible that the position (standing versus sitting) does not affect the scoliosis angles in the same manner. Persons may compensate differently according to factors such as muscle stiffness, muscle activity (electromyography) and magnitude of the curve. Gram and Hasan [15] have reported an increase in muscle activity of all posterior back muscles in the erect sitting position which may help stabilise the spine in sitting.

Clinical Applications

Our data demonstrate that the QCPAT is able to detect change between standing and sitting positions for several posture indices among persons with IS. This tool may contribute to improvement in clinical practice by facilitating the analysis of differences

in posture between positions, by assessing global sitting posture for ergonomic purposes or for non-ambulant persons and by quantifying the impact of posterior muscle flexibility (of the back and lower limbs) on sitting posture indices by means of angles and distances calculations.

Several authors [18-20, 34, 41] consider that muscles are organised into muscular chains and that one muscle's stiffness in the muscular chain will influence the others creating compensation in body posture. According to Souchard, the standing position puts tension onto anterior muscles whereas the "long sitting" position puts tension onto posterior muscles. Link et al. [26] showed that persons with short hip flexor muscles (anterior muscles) had greater lumbar lordosis in the standing position than persons with longer hip flexors. It also seems that short hamstring muscles have less of an effect on the pelvic tilt and lumbar lordosis in the standing position [25,26,42]. In the "long sitting" position, the hamstring muscles are stretched and because of their insertion on the ischial tuberosity, they tend to pull the pelvis into a posterior tilt. Our tool may thus serve to quantify the global repercussion of posterior muscle flexibility on posture and to determine which body segment is more influenced by muscle stiffness. This tool may therefore assist the physiotherapist in determining which muscles and positions should be targeted for treatment (as proposed in GPR) and may also serve to document the effectiveness of physical therapy interventions on anterior or posterior muscle flexibility. The development of other posture indices in the sitting position such as thoracic kyphosis, lumbar lordosis, sagittal trunk list and hip, knee and ankle joint angles will however be needed to have a complete analysis of the consequence of posterior muscle stiffness on posture. Future studies will also be necessary to assess its sensitivity to change over time and to correlate muscle stiffness with posture impairments.

The significant difference found between standing and sitting positions for the frontal pelvic tilt index indicates that this clinical tool may also serve as a screening tool to establish if pelvic obliquity is attributable to lower limb discrepancy or asymmetries (asymmetry of pelvic frontal tilt disappears in the sitting position) or spine deformity (pelvic frontal tilt remains the same in both standing and sitting position) [41, 45]. This tool may also assist the clinician in determining the degree (or amount) of lower limb

correction needed to level the pelvis and its influence on other body segments. This tool may therefore help reduce the frequency of lower limb scannography.

Although we did not test persons with paralytic curves, this tool may possibly help in monitoring sitting posture among youths with paralytic scoliosis by detecting changes in posture indices, especially pelvic obliquity, which has been associated with higher incidence of surgery in this group [10, 24,39]. This tool can also provide measurements of standing and sitting heights (to determine growth localization and velocity) which is recommended in the follow-up of youths with different types of scoliosis [9, 16]. Growth spurt, growth velocity and growth localization (lower limbs versus trunk segment) are important risk factors for scoliosis progression [5, 9]. The good test-retest and inter-rater reliability found for marker placement in our previous study [12] combined with the results of this study support its clinical utility. Since photograph acquisitions and calculation of posture indices (angles and distances) are fast and non radiating (as opposed to x-rays), this tool can be used in repeated measurements of standing and sitting posture in persons with different types of scoliosis.

Conclusion

Our results show that it is possible to detect differences between standing and sitting positions for many posture indices among persons with IS from digital photographs using the QCPAT. The differences found in posture indices were influenced by the type of scoliosis. This new tool may contribute to improve physical therapy practice by facilitating the analysis of posture in different positions. As such, it can help guide the clinician in the selection of appropriate stretching postures and sensory integration exercises to restore good posture in the standing and/or sitting positions to prevent scoliosis progression. However, future studies with larger numbers of participants with different types of scoliosis and with other diseases (such as back pain, osteoarthritis or neurological impairments) are still needed to demonstrate if this tool's posture indices are sensitive enough to detect change over time.

References

1. Al-Eisa E, Egan D, Deluzio K, Wassersug R (2006) Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: a comparison with standing. *Spine* 31:E135-143
2. Baltaci G, Un N, Tunay V, Besler A, Gerçeker S (2003) Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. *Br J Sports Med* 37:59-61
3. Bennett BC, Abel MF, Granata KP (2004) Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine* 29:E449-E454
4. Burwell RG, Cole AA, Cook TA, Grivas TB, Kiel AW, Moulton A, Thirlwall AS, Upadhyay SS, Webb JK, Wemyss-Holden SA, Whitwell DJ, Wojcik AS, Wythers DJ (1992) Pathogenesis of idiopathic scoliosis: the Nottingham concept. *Acta Orthop Belg* 58:pp 33-58
5. Cheung J, Halbertsma JPK, Veldhuisen AG, Sluiter WJ, Maurits NM, Cool JC, van Horn JR (2004) The relation between electromyography and growth velocity of the spine in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis. *Spine* 29:1011-1016
6. Cornbleet SL, Woolsey NB (1996) Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. *Phys Ther* 76:850-855
7. Crocker L, Algina J (1986) Introduction to classical and modern test theory. Wadsworth Group, Thomson Learning, Belmont, CA.
8. De Mauroy JC (1996) La scoliose - Traitement orthopédique conservateur. Sauramps Médical, Montpellier.
9. Diméglio A (1996) La scoliose idiopathique. Massion, Paris.
10. Dubousset J (1997) Cotrel-Dubousset instrumentation for paralytic neuromuscular spinal deformities with emphasis on pelvic obliquity. In: Bridwell KL, DeWald RE, The textbook of Spinal Surgery, 2nd ed, Lippencott-Raven, Philadelphia. pp. 933- 947.
11. Fauvy L (1991) L'altération structurale asymétrique du socle ilio-lombaire. in La Scoliose Vingt années de recherche et d'expérimentation GKTS Sauramps Medical, Montpellier:53-60

12. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Gravel D, Gauthier F, H. L (2008) Développement et validation d'un outil clinique pour l'analyse quantitative de la posture : Résultats préliminaires, Actes de colloque REPAR
13. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Labelle H (2009) Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis Spine in press
14. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S (1996) Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. Spine 21:2235-2242
15. Gram MC, Hasan Z (1999) The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. Spine 24:169-177
16. Guillaumat M., Lebard J.P., Khouri N., Tassin J.L (1991) Scoliose idiopathique en période de croissance. Éditions techniques- Encycl Méd Chir (Paris-France), Appareil locomoteur 15874 A10:18p
17. Haderspeck K, Schultz A (1981) Progression of idiopathic scoliosis: an analysis of muscle actions and body weight influences. Spine 6:447-455
18. Hamaoui A, Le Bozec S, Poupard L, Bouisset S (2007) Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture? Gait Posture 25:199-204
19. Janda V (1983) On the concept of postural muscles and posture in man. Aust J of Physiother 29:83-85
20. Kantor E, Poupard L, Le Bozec S, Bouisset S (2001) Does body stability depend on postural chain mobility or stability area. Neurosci Lett 308:128-132
21. Kendall Peterson F, McCreary Kendall E, Provance Geise P, McIntyre Rodgers, Romani WA, (2005) Muscles: Testing and Function, with posture and pain. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD
22. Kuo Y-L, Tully EA, Galea MP (2009) Sagittal spinal posture after pilates-based exercise in healthy older adults. Spine 34:1046-1051
23. Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, DE. H (2007) Postural development in school children : a cross-sectional study. *Chiropr Osteopat* 15:1

24. Larson EL, Aaro S, Ahlinder P, Öberg B (1998) Preoperative evaluation of activity and function in patients with paralytic scoliosis. *Eur Spine J* 7:294-301
25. Li Y, McClure PW and Pratt N (1996). The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Phys Ther* 76(8): 836-845.
26. Link CS, Nicholson GQ, Shaddeau SA, Birch R and Gossman MR (1993). Lumbar curvature in standing and sitting in two types of chairs: Relationship of hamstring and hip flexor muscle length. *Phys Ther* 70(10): 611-618.
27. McEvoy MP, Grimmer K (2005) Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskel Disord* 6:35
28. Miramand Y (1991) Principe et technique de rééducation tridimensionnelle de la scoliose idiopathique. *La Scoliose Vingt années de recherche et d'expérimentation GKTS Sauramps Medical, Montpellier*:69-85
29. Mollon G, Rodot JC (1986) Scolioses structurales mineures et kinésithérapie. Étude statistique comparative des résultats. *Kinésithérapie Scientifique* 244:47-56
30. Moreno MA, Catai AM, Teodori RM, Borges BLA, Cesar MC, da Silva E (2007) Effect of a muscle stretching program using the Global Postural Re-education method on respiratory muscle strength and thoracoabdominal mobility of sedentary young males. *J Bras Pneumol* 33:679-686
31. Nault M-L, Allard P, Hinse S, Leblanc R, Caron O, Labelle H, Sadeghi H (2002) Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 27:1911-1917
32. Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, Harrison DE, Perron DL, Ferrantelli JR, Janik TJ (2007) Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 15:15
33. O'Sullivan P, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Möller NE, Richards KV (2002) The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine* 27:1238-1244

34. Pilon F, Gravel D, Nadeau S, Arsenault B, Tremblay L (2004) Influence de la lordose thoraco-lombaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire de la cheville. *Physio-Québec* 29:16-17
35. Reuber M, Schultz A, McNeil T, Spencer D (1983) Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine* 8:447-456
36. Rodriguez PL, Santonja FM, Lopez-Minarro PA, Sainz de Baranda P, Juste JL (2008) Effect of physical education training programme on seat-and-reach score in schoolchildren. *Sciences & Sports* 23:170-175
37. Roebroek ME, Hariaar J, Lankhorst GJ. The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Phys Ther* 1993;73(6, june):386-95.
38. Sahrmann SA (2001) *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. Mosby Inc, St.Louis, MO
39. Smith R, Emans JB (1992) Sitting balance in spinal deformity. *Spine* 17:1103-1109
40. Souchard PE (1981) *Le champ clos*. Maloine SA, Paris.
41. Souchard PE, Ollier M (2002) *Les scolioses*. Masson, Paris.
42. Toppenberg RM and Bullock MI (1986). The interrelation of spinal curves, pelvic tilt and muscle length in the adolescent female. *Aust J Physiother* 32(1): 6-12.
43. Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ (2000) The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. *Eur Spine J* 9:178-184
44. Watson AWS, Mac Donncha C (2000) A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness* 40:260-270
45. Winter RB, Pinto WC (1986) Pelvic obliquity. Its causes and its treatment. *Spine* 11:225-234
46. Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Rivard CH, Prince F (2005) Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clin Biomech* 20:483-490

Figure legends

Figure 1

Graphical interface with a reduced set of markers of the quantitative posture assessment tool at the left and two numerical photographs of a participant in standing and sitting position at the right. The green circles can be individually displaced by the operator for the calculation of 2D posture indices. The six figures represent the scapula asymmetry (6), the scoliosis angle (10), the right and left waist angles (7, 8), the trunk list distance (9) and the pelvic frontal tilt (11).

Figure 2

Graphs of two indices: mean (SD) in standing and sitting positions for all participants, for the thoracic scoliosis group and for the thoracolumbar or lumbar scoliosis group. A) trunk list and B) pelvic frontal tilt.

APPENDIX

Posture indices of the tool and methods of angle and distance calculation

Body segment	Posture indices	Body angle calculation
Head and neck	1. Frontal eyes obliquity	The angle formed by a line drawn between the left and right eye, and the angle of this line to the horizontal.
	2. Head Lateral Bending	The angle formed by a line drawn between the inferior tip of the left and right ear, and the angle of this line to the horizontal.
	3. Head protraction	The angle formed by a line drawn between the tragus of the ear and C7 and a horizontal line through C7.
	4. Cervical lordosis	The angle formed by lines drawn through C2 and C4, and through C4 and C7.
Shoulder and scapula	5. Shoulder Elevation	The angle formed by a line drawn between the left and right coracoid process markers, and the angle of this line to the horizontal.
	6. Scapula Asymmetry	The angle formed by a line drawn from the left and right inferior angle of scapula and the horizontal.
Trunk	7. Waist Angle R	The angle formed by lines drawn through the upper end of waist to the center of waist and the center of waist through the lower end of waist.
	8. Waist Angle L	
	9. Trunk List	Distance between a line from C7 to S1.
	10. Scoliosis angle	The angle formed by lines drawn through the upper end-vertebra of the curve to the apex of the thoracic, thoracolumbar or lumbar scoliosis and the apex through the lower end-vertebra of the curve.
Pelvis	11. Pelvic Frontal tilt (back)	The angle formed by the horizontal and by the line joining the two PSIS.
	12. Pelvic Sagittal tilt R	The angle formed by the horizontal and by the line joining the PSIS and ASIS.
	13. Pelvic sagittal tilt L	

Table 1. Differences in posture indices in the standing and sitting positions.

Posture indices	Standing Mean (SD) [Range]	Sitting Mean (SD) [Range]	Difference Mean (SD) [CI 95%]	P-value (paired t-test)
Frontal eyes obliquity (°)	2.3 (1.8) [0.1 , 8.2]	2.0 (2.4) [-4.6 , 7.9]	0.3 (1.7) [-0.2 , 0.7]	0.27
Head Lateral Bending (°)	2.2 (1.7) [0.03 , 7.2]	2.0 (2.5) [-5.7, 6.6]	0.3 (1.8) [-0.28 , 0.8]	0.36
Head protraction (°)	127.8 (4.2) [119.5 ,139.0]	129.5 (5.1) [121.7 ,140.7]	-1.7 (3.3) [-3.0 , -0.3]	0.02*
Cervical lordosis (°)	162.8 (6.4) [155.3 , 184.3]	161.8 (7.1) [146.7 , 174.0]	1.2 (6.6) [-1.2 , 3.7]	0.31
Shoulder elevation (°)	3.5 (2.2) [-8.8 , -0.3]	2.5 (2.0) [-7.4 , 1.1]	1.1 (1.8) [-1.6 , -0.6]	0.000*
Scapula asymmetry (°)	7.2 (5.4) [-20.0 , -0.2]	6.0 (5) [-17.4 , 5.5]	1.2 (2.7) [-2.0 , -0.4]	0.003*
Trunk list (mm)	16.7 (12.9) [-62.0 , -1.1]	12.9 (13.7) [-40.0 , 17.0]	3.8 (12.3) [-7.3 , -0.3]	0.03*
Left Waist angle (°)	154.3 (10.2) [132.9 ,177.0]	156.8 (8.9) [138.8 , 174.7]	-2.6 (5.8) [-4.2 , -0.9]	0.003*
Right Waist angle (°)	155.1 (9.0) [131.5 , 173.1]	159.1 (8.6) [137.3 , 173.8]	-3.9 (6.6) [-5.8 , -2.1]	0.000*
Scoliosis angle (°)	163.6 (9.1) [187.4 , 144.7]	164.9 (9.0) [180.0 , 143.1]	-1.2 (4.2) [0.0 , 2.5]	0.046*
Pelvic frontal tilt (back) (°)	2.9 (2.5) [-10.6 , -0.1]	1.9 (2.9) [-11.7 , 3.1]	1.0 (2.8) [-1.8 , -0.2]	0.01*
Pelvic sagittal tilt (left) (°)	11.1 (4.8) [-1.0 , 20.3]	-27.2 (7.2) [-45.4 , -11.8]	38.2 (6.4) [36.1 , 40.3]	0.000*
Pelvic sagittal tilt (right) (°)	10.9 (5.5) [1.3 , 24.2]	-29.2 (7.8) [-46.0 , -11.6]	40.1 (6.9) [37.8 , 42.4]	0.000*

Legend: *: statistically significant $p < 0.05$.

Positive sign in differences indicate a larger mean in the standing position.

Negative sign in differences indicate a lower mean in the standing position.

Table 2. Differences (Diff) in posture indices according to type of scoliosis (thoracic scoliosis vs thoracolumbar and lumbar scoliosis) in standing (Stand) and sitting (Sit) positions.

Posture Indices	Thoracic scoliosis Mean (SD)				Thoracolumbar or lumbar scoliosis Mean (SD)			
	Stand	Sit	Diff	p	Stand	Sit	Diff	p
Frontal eyes obliquity (°)	2.0 (1.5)	1.7 (2.2)	0.3 (1.8)	0.40	2.5 (1.8)	2.1 (2.5)	0.3 (1.7)	0.38
Head Lateral Bending (°)	1.9 (1.2)	1.5 (2.2)	0.4 (1.8)	0.23	2.6 (1.9)	2.5 (2.6)	0.1 (1.8)	0.87
Head protraction (°) [†]	128.5 (4.3)	131.1 (5.3)	-2.5 (3.4)	0.01*	126.6 (3.9)	126.7 (3.5)	-0.1 (2.5)	0.87
Shoulder elevation (°)	3.4 (2.0)	2.3 (2.4)	0.9 (1.7)	0.008*	3.9 (2.4)	2.4 (1.7)	1.5 (2.0)	0.004*
Scapula asymmetry (°)	8.0 (5.7)	7.0 (5.5)	1.0 (3.1)	0.11	6.7 (5.2)	4.9 (4.4)	1.8 (2.1)	0.001*
Trunk list (mm)	12.5 (8.3)	11.1(13.9)	1.4 (12.6)	0.58	22.2 (16.3)	14.7 (14.2)	7.5 (12.1)	0.01*
Left Waist angle (°)	152.1 (9.3)	154.5 (8.7)	-2.4 (5.7)	0.04*	158.0 (11.8)	161.3 (7.8)	-3.3 (6.1)	0.03*
Right Waist angle (°)	156.6 (6.9)	160.6 (7.1)	-3.9 (5.5)	0.001*	152.4 (11.4)	157.1 (10.4)	-4.6 (7.6)	0.01*
Scoliosis angle (°)	157.9 (6.5)	159.2 (6.6)	-1.3 (4.4)	0.06	170.7 (6.5)	171.9 (6.3)	-1.1 (5.0)	0.31
Pelvic frontal tilt (back) (°)	2.0 (2.1)	1.9 (3.1)	0.1 (2.5)	0.88	3.9 (3.1)	1.9 (3.0)	2.0 (2.9)	0.006*
Pelvic sagittal tilt (L) (°)	12.6 (4.0)	-24.9 (7.8)	37.5 (7.2)	0.000*	10.0 (4.7)	-30.0 (6.0)	40.0 (4.9)	0.000*
Pelvic sagittal tilt (R) (°)	13.8 (5.1)	-26.3 (9.0)	40.1 (7.6)	0.000*	8.0 (4.1)	-32.9 (8.0)	40.9 (6.0)	0.000*

Legend: *: statistically significant $p < 0.05$.

[†]: Number of subjects was only 16 for thoracic scoliosis and 9 for thoracolumbar or lumbar scoliosis.

Positive sign in differences indicate a larger mean in the standing position.

Negative sign in differences indicate a lower mean in the standing position.

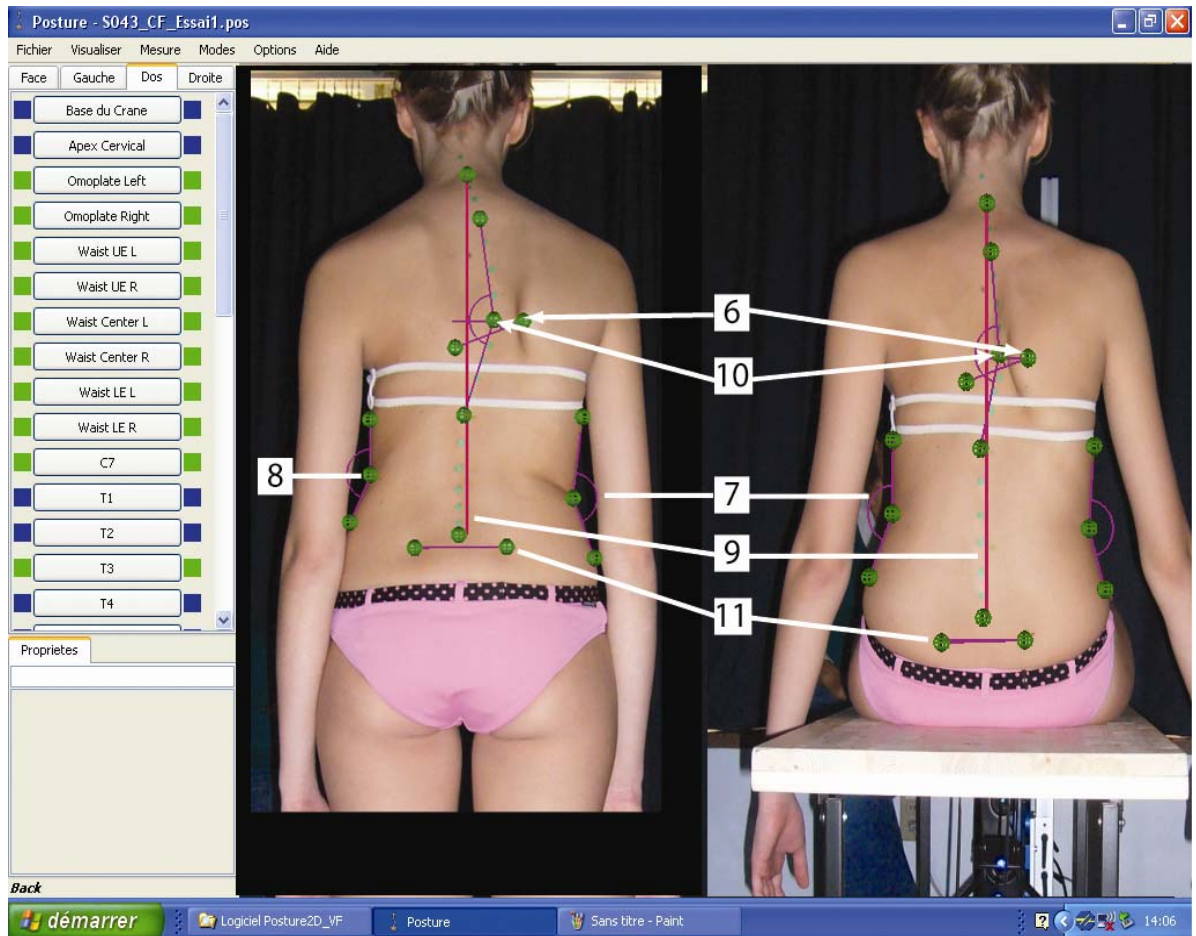
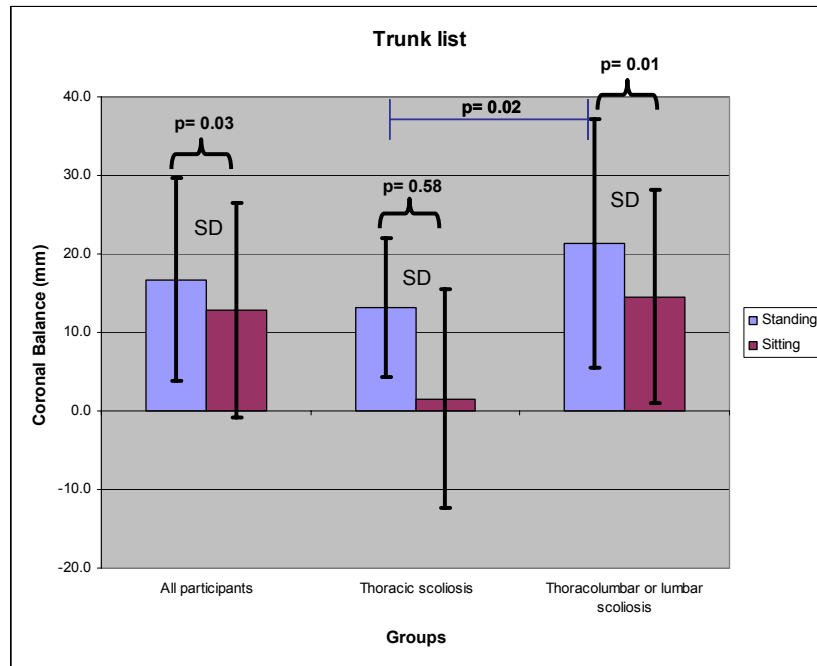
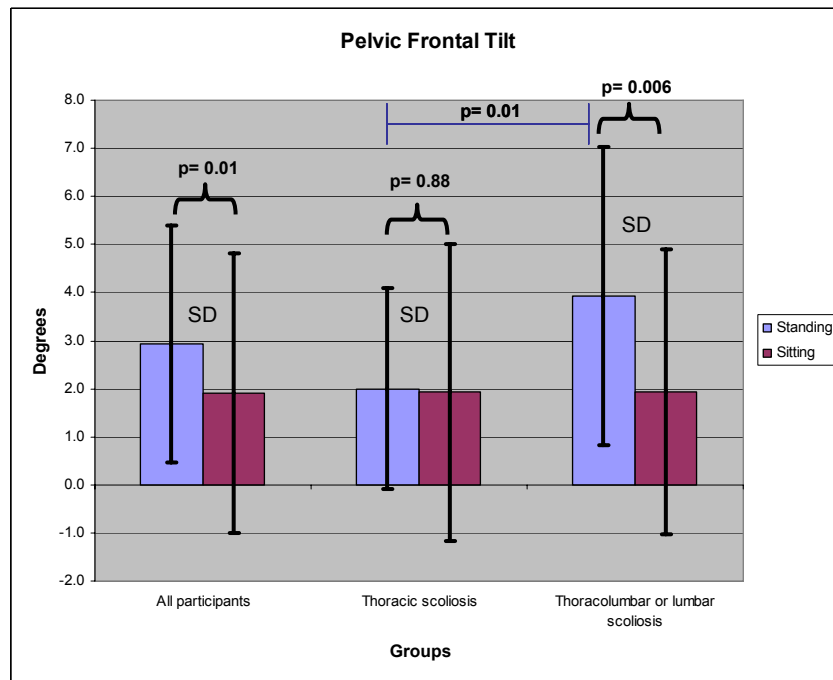


Figure 1



A)



B)

Figure 2

Chapitre8 Discussion

Plusieurs auteurs suggèrent le développement d'outils cliniques non effractifs pour le suivi d'enfants et d'adolescents atteints d'une SI (Goldberg et coll., 2001 ; Zabjek et coll., 2005; Pazos et coll., 2005; Filipovic et Viskic-Stalec, 2006; Engsberg et coll., 2008). Cette recommandation vise à réduire la fréquence des radiographies afin de minimiser les risques associés aux irradiations répétées (Levy et coll., 1996 ; Doody et coll., 2000). De plus, les radiographies ne peuvent être utilisées dans un contexte clinique pour évaluer la posture globale d'une personne. Cette lacune a incité certains auteurs à utiliser des systèmes de topographie de surface pour obtenir des IP 3D du tronc auprès de personnes atteintes d'une SI (Theologis et coll., 1997; Oxborrow, 2000; Goldberg et coll., 2001; Jaremko et coll., 2002; Pazos et coll., 2005; Pazos et coll., 2007). Ces systèmes ne sont cependant pas facilement accessibles aux cliniciens qui rééduquent la posture car ils sont coûteux et leur utilisation est complexe. Au cours des dernières années, de nombreux auteurs ont utilisé le calcul d'angles et de distances en utilisant des photographies pour l'analyse de la posture auprès d'enfants, d'adolescents et d'adultes. Aucune étude n'a cependant permis de valider et de proposer un outil clinique d'évaluation globale de la posture. De plus, les IP décrits n'ont pas toujours une signification clinique pour les physiothérapeutes et ne permettent donc pas de faire le lien entre l'asymétrie de la posture et le ou les muscles responsables (Souchard, 1981; Kendall et coll., 2005).

Cette thèse a permis le développement et la validation d'un nouvel outil pour l'analyse quantitative globale de la posture dans un contexte clinique. L'originalité de cette thèse réside dans le développement d'un outil d'évaluation de la posture simple et accessible aux cliniciens. Cet outil permet d'évaluer les différents segments corporels. Il peut également servir à comparer les postures debout et assise, et ainsi faciliter l'association de l'atteinte musculaire postérieure ou antérieure aux défauts de la posture. Ce chapitre consiste à discuter du développement de l'outil clinique, de ses propriétés

psychométriques et de ses applications cliniques éventuelles. Les limites de l'étude seront également abordées.

8.1 Sélection des IP et construction de l'outil

Une recension de la littérature a permis d'identifier plus de 50 IP différents (mesures angulaires et linéaires). Notre sélection d'indices était basée sur leur capacité à mesurer l'alignement d'un segment corporel dans le plan frontal ou sagittal, une reproductibilité inter-essais ou test-retest suffisante ($CCI \geq 0.70$) et leur utilité (signification clinique) pour les physiothérapeutes. L'évaluation de la posture effectuée par les physiothérapeutes vise à détecter les muscles potentiellement responsables des asymétries et leur impact sur la qualité du mouvement (Sahrmann, 2002 ; Kendall et coll., 2005). Il était également important que les IP retenus dans cette étude aient une signification clinique pour les physiothérapeutes. Nous avons ainsi retenu des IP permettant de documenter la position des différents segments corporels dans les plans frontal et sagittal, en respectant la nomenclature établie par Kendall et coll. (2005) et Souchard et Ollier (2002). Nous avons remarqué qu'il n'existait pas de consensus concernant la définition des IP représentant un segment corporel. Plusieurs IP représentaient la même dimension mais portaient des noms différents et étaient calculés en utilisant les mêmes repères anatomiques. Inversement, certains IP portaient le même nom mais n'étaient pas mesurés de la même façon. De plus, plusieurs IP recensés, comme certaines mesures de distances (ex. : distance entre T4 et T12 (Pownall et coll., 2008), d'alignement par rapport à une ligne de référence externe (Dunk et coll., 2004) ou certaines mesures des courbures sagittales (Dunk et coll., 2004 ; Dunk et coll., 2005 ; Raine, 1995) ne respectaient pas nos critères préétablis. D'autres indices inhérents à la scoliose tels que les mesures de l'angle de la scoliose, des angles de taille et du déjettement du tronc (C7-S1) n'avaient pas d'équivalents cliniques. Ces indices ont dû être développés car ils sont considérés importants pour le suivi de personnes atteintes

d'une scoliose (Guillaumat et coll., 1991; Negrini et coll., 2001; Weinstein, 2001). Les angles de taille sont intimement liés à la perception de l'apparence générale (Raso et coll., 1998; Donaldson et coll., 2007). La présence ou non d'asymétrie des angles de taille est habituellement vérifiée en clinique et ces angles servent bien souvent au dépistage de la scoliose (Guillaumat et coll., 1991). Par ailleurs, l'importance du déjettement C7-S1 du tronc est également mesurée en clinique en utilisant le fil à plomb. La pertinence d'inclure cette mesure se justifie, étant donné qu'elle est associée au risque de progression de la scoliose (Haderspeck et Schultz, 1981; Reuber et coll., 1983; Yamauchi et coll., 1988; Veldhuizen et coll., 2000).

Le développement d'un outil d'évaluation globale de la posture était nécessaire, puisque les déformations morphologiques du tronc causées par la SI entraînent des compensations de la posture de l'ensemble du corps (Negrini et coll., 2001; Nault et coll., 2002; Souchard et Ollier, 2002; Kendall et coll., 2005; Zabjek et coll., 2005). De plus, la correction de la scoliose par le port du corset ou la chirurgie provoquent souvent des modifications au niveau des extrémités, d'où l'intérêt de sélectionner des IP permettant d'évaluer les différents segments corporels (Ollier, 1989; Labelle et coll., 1996).

Nous avons choisi de développer un logiciel permettant de calculer des indices IP (angulaires et linéaires) en utilisant des photographies numériques. La prise de photographies avant et après une série de séances de traitement est habituelle en physiothérapie auprès de jeunes atteints d'une SI. Cette méthode devrait donc faciliter l'adhésion à ce type d'outil. Par ailleurs, la prise de photographies s'avère intéressante, puisqu'elle est rapide et permet l'acquisition simultanée de plusieurs repères anatomiques servant au calcul de différents IP. Selon Tyson et Desouza (2003), une évaluation rapide de la posture est essentielle chez des personnes qui ont de la douleur ou qui présentent un problème d'équilibre. Compte tenu de la présence d'oscillations plus marquées chez les jeunes atteints d'une SI, ce type d'évaluation semble donc plus approprié (Gauchard et coll., 2001; Nault et coll., 2002; Zabjek et coll., 2005; Simoneau et coll., 2006a; Simoneau et coll., 2006b). L'utilisation d'un outil informatique pour le

calcul d'IP se justifie par la rapidité du calcul des mesures angulaires et linéaires, contrairement au calcul manuel fait directement sur des photographies (Watson et MacDonncha, 2000). La rapidité d'acquisition et du calcul des mesures d'IP ainsi que la possibilité de différer le calcul des IP peut s'avérer d'une grande utilité pour le clinicien. L'interface graphique que nous avons développée est conviviale et nécessite un très court temps d'apprentissage. Dans la présente étude, environ une heure de formation a été suffisante pour qu'un opérateur apprenne le fonctionnement du logiciel et puisse bien calculer tous les IP. Environ trois heures de pratique ont permis à deux opérateurs d'effectuer les mesures de la même façon et d'obtenir des résultats reproductibles.

8.2 Propriétés psychométriques de l'outil

Ce projet visait à déterminer la fidélité et la validité de ce nouvel outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture. Le bon niveau de fidélité obtenu pour la majorité des IP de l'outil 2D dans les devis aléatoire, test-retest et inter-juges témoigne de la constance de la pose des marqueurs d'un juge et d'une session à l'autre ainsi que de la stabilité de la posture d'un essai à l'autre pour ces indices. Ces résultats sont corroborés par l'analyse de variance qui démontre l'absence d'effet systématique au niveau des sessions (S) et des juges (J) (voir Figure 2A de l'article 2) et du faible niveau d'interaction associé à ces deux facteurs pour la majorité des IP (PJ, PS et SJ $\leq 4\%$ - Tableau 1 de l'Annexe 2). Ces résultats appuient l'hypothèse #1 qui stipulait que la majorité des IP auraient une fidélité >0.75 peu importe le devis.

En ce qui concerne la validité concurrente, nous avons utilisé un système 3D de topographie de surface et des mesures radiographiques. L'utilisation simultanée d'un système 3D nous a permis de vérifier si l'IP 2D est bien représentatif d'une déformation 3D. Ce système 3D a également permis de s'assurer que l'erreur de perspective attribuable à la déformation du tronc, à la distance entre la caméra et le participant et à la hauteur de la caméra est minimisée (Paul et Douwes, 1993). Nos résultats démontrent un

bon niveau de corrélation entre les mesures 2D et 3D au tronc pour dix des treize IP. De faibles différences entre la moyenne des valeurs des IP 2D et des mesures 3D (Tableau 1 de l'article 3), obtenues par la projection de points sur un plan correspondant aux mesures 2D ($\leq 2^\circ$), semblent confirmer que les erreurs de perspective n'ont pas affecté les mesures entre les personnes pour les IP au tronc (Paul et Douwes, 1993). Quant aux mesures radiographiques, le bon niveau de corrélation pour la scoliose thoracique, le déjettement C7-S1 et la cyphose thoracique démontre que ces mesures cliniques, effectuées en utilisant des marqueurs posés sur des repères anatomiques, sont valides. L'hypothèse #2 qui mentionnait que la corrélation entre les IP 2D et 3D et les mesures 2D et radiographiques serait supérieure à 0.70 pour la majorité des IP est donc confirmée.

L'étude de fidélité a permis de constater que six IP étaient moins reproductibles dans le devis aléatoire. Ces IP sont : les angles Q (G et D), les angles tibio-calcanéen (G et D), la bascule frontale du bassin (de face) et l'angle lombaire frontal. L'ESM était plus élevée pour la protraction des épaules, le déjettement C7-S1, la lordose cervicale et la scoliose 2 (scoliose thoraco-lombaire ou lombaire). L'étude de validité a démontré que les IP 2D représentant la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire sont moins bien corrélés avec les mesures 3D correspondantes. Les mesures de la lordose lombaire et de la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire de l'outil 2D sont moins bien corrélées aux mesures radiographiques.

Des facteurs liés à la formation des juges pour la pose des marqueurs, aux conditions d'expérimentation, à la procédure du calcul des IP ou inhérents à la variabilité des personnes sont susceptibles d'expliquer un moins bon niveau de fidélité et de validité de ces IP (Gajdosik et coll., 1989; Mayer et coll., 1997; Watson et MacDonncha, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005; Zabjek et coll., 2005). Un manque de constance dans la pose des marqueurs a davantage affecté la fidélité des IP, puisque la position des marqueurs n'était pas modifiée pour l'étude de validité. En effet, les coefficients plus bas pour les angles Q, tibio-calcanéen et la bascule frontale du bassin de face sont attribuables, en partie, à un effet systématique au niveau des juges (Figures

1 et 2A de l'Annexe 2). Les Figure 1 et 2A montrent que les points sont distribués soit au-dessus de la ligne d'identité (A4, A5, A6 et A21) ou en-dessous (A22). Ces résultats indiquent un manque de constance entre les juges pour la pose de marqueurs sur les repères anatomiques impliqués pour le calcul de ces indices. Cette source d'erreur est corroborée par l'analyse des différentes sources de variance qui révèle une source de variance juges plus élevée pour ces indices (J entre 3.5 et 19% – Tableau 1 de l'Annexe 2). La difficulté à bien déterminer le centre du calcanéum peut être responsable du manque de constance entre les juges et avoir affecté le calcul de l'angle tibio-calcaneen (Robinson et coll., 2001). En ce qui concerne l'angle lombaire frontal, la Figure 2B présente une distribution aléatoire des points autour de la ligne d'identité. Conséquemment, l'erreur ne provient pas d'un effet systématique au niveau des juges mais, en partie, d'une interaction personnes-juges. Cette observation est corroborée par l'absence d'erreur attribuable aux juges (J 0%), un pourcentage de variance élevé de l'erreur résiduelle (PJS,e 23%) et l'interaction PJ (10%) (Tableau 1 de l'Annexe 2). En ce qui concerne le devis test-retest avec deux juges et des mesures prises la même journée, nos résultats indiquent un bon niveau de fidélité pour cinq des six IP (angles Q (G et D), angle tibio-calcaneen G, bascule frontale du bassin (de face) et angle lombaire frontal). La Figure 2 (C et D de l'Annexe 2) est un exemple graphique représentatif de ces six IP. Elle illustre la persistance d'une certaine dispersion des points autour de la ligne d'identité d'une session à l'autre. Ces informations nous indiquent qu'une amélioration de la formation des juges, pour l'identification des repères anatomiques impliqués dans le calcul de ces angles, permettrait d'accroître la précision du calcul de ces IP (Mayer et coll., 1997).

L'ESM des différents IP est rapportée dans cette étude, puisqu'elle permet de documenter la variabilité intra-personne en terme d'unité de la mesure (Crocker et Algina, 1986; Weir, 2005). Cet indice de fidélité est plus approprié pour déterminer un changement dans la posture d'une personne (Weir, 2005; Normand et coll., 2007; Van Niekerk et coll., 2008). L'ESM variait de 1 à 4.3° et 4.3 à 8.5 mm pour le devis aléatoire et était inférieur à 3° et à 6 mm pour les deux autres devis. Ces valeurs sont inférieures

ou égales aux valeurs rapportées dans la littérature (Raine, 1995; Normand et coll., 2007, McLean et coll., 1996; Van Niederk et coll., 2008). Certaines de ces valeurs demeurent cependant élevées (protraction des épaules, déjettement C7-S1, lordose cervicale et scoliose thoraco-lombaire ou lombaire). Il appert essentiel de diminuer le plus possible l'ESM afin de pouvoir détecter un changement dans la condition d'une personne (Beaton, 2000). L'étude-G de ces mesures réalisées par deux juges la même journée, nous permet de constater que l'erreur ne relève pas du manque de constance pour la pose des marqueurs d'une session ou d'un juge à l'autre, étant donné que le pourcentage de variance attribuable aux sessions, aux juges ou aux interactions PS, PJ, JO est inférieur à 4% pour ces IP (Tableau 1 de l'Annexe 2).

La procédure du calcul des IP, les conditions d'expérimentation ou la variabilité des personnes sont susceptibles d'expliquer des valeurs plus élevées de l'ESM. Pour la majorité des participants, le calcul de la lordose cervicale a été effectué sur la vue latérale gauche. Toutefois, un manque de visibilité des marqueurs a nécessité la prise de cette mesure du côté droit pour certains participants. Il est donc possible que cette procédure ait affecté la fidélité. En ce qui concerne la protraction de l'épaule, il est probable que la reproductibilité de cette mesure ait été influencée par la température dans la pièce. La majeure partie de la collecte a eu lieu pendant l'hiver et il était souvent difficile de stabiliser la température ambiante dans le laboratoire. Le frissonnement observé chez les participants lors des collectes pourrait avoir affecté les valeurs de l'ESM. La présence d'oscillations dans le plan antéro-postérieur aurait pu également contribuer à diminuer la fidélité (Lefrançois, 1997; Gauchard et coll., 2001; Nault et coll., 2002; Zabjek et coll., 2005; Simoneau et coll., 2006a; Simoneau et coll., 2006b). Cependant, cette mesure était calculée à partir de la position relative entre C7 et l'acromion, et non par rapport à une ligne verticale externe. Compte tenu que ce type de calcul est plus reproductible, l'effet de ce facteur est moins probable, ce qui est corroboré par nos coefficients de fidélité (ϕ entre 0.81 et 0.95 dans les trois devis) (Raine, 1995; Watson et MacDonncha, 2000; McEvoy et Grimmer, 2005). En ce qui concerne le déjettement du tronc C7-S1, l'Étude-G démontre que l'erreur totale

attribuable aux différents facteurs (S, J, interactions PS, PJ, SJ et PSJ) est inférieure à 5% (Tableau 1 de l'Annexe 2). L'ESM est probablement liée à la présence d'oscillations dans le plan frontal qui a été bien documentée chez ce groupe de jeunes (Gauchard et coll., 2001; Nault et coll., 2002; Zabjek et coll., 2005; Simoneau et coll., 2006a; Simoneau et coll., 2006b; Chen et coll., 1998). La position d'acquisition (talons collés avec « V » physiologique de 30°) peut également avoir contribué à augmenter l'instabilité debout.

La cyphose thoracique et la lordose lombaire n'ont pu être mesurées directement dans le plan sagittal, étant donné la déformation au tronc qui masquait certains repères pour la majorité des participants. Nous avons donc choisi d'utiliser le protocole de Watson et MacDonncha (2000) qui mesurait ces indices en position oblique (45°). Le bon niveau de fidélité dans le devis aléatoire pour ces mesures (cyphose thoracique : $\phi=0.95$; lordose lombaire : $\phi=0.91$) suggère une constance dans la position d'acquisition et dans la pose des marqueurs sur les vertèbres impliquées pour le calcul de ces angles, d'une session et d'un juge à l'autre. Nos résultats de validité concourante démontrent toutefois que cette façon de mesurer les courbures vertébrales sagittales n'est pas représentative de la mesure 3D et, conséquemment, elle n'est donc pas valide. L'utilisation de marqueurs montés sur des tiges (Van Niederk et coll., 2008; Canhadas Belli et coll., 2009) améliorerait la visibilité des marqueurs. Cette procédure pourrait également favoriser une constance dans la sélection de la vue latérale (gauche ou droite) pour le calcul des angles des courbures vertébrales sagittales.

L'ESM élevée et le manque de validité associées à la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire peuvent être attribuables à la fois, à la procédure pour le calcul de cet angle, à des erreurs de perspective ou à des facteurs physiologiques liés aux participants. En effet, il est possible que l'opérateur ait eu plus de difficulté à identifier de façon constante les différentes vertèbres impliquées (VLS, apex et VLI) dans le calcul de cet indice. Les différences dans la sélection des vertèbres peut également expliquer le moins bon niveau de corrélation trouvée entre la mesure 2D et 3D et entre la mesure 2D et radiographique de cet indice, d'autant plus que ces mesures n'ont pas pu être calculées

par la même personne. Acaroglu et coll. (2001) ont démontré que la sélection des vertèbres pour le calcul de la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire pouvait varier de deux niveaux. De plus, la fidélité inter-juges pour la sélection des vertèbres servant au calcul de ce type de scoliose est inférieure à la fidélité test-retest (Mior et coll., 1996; Acaroglu et coll., 2001; Cheung et coll., 2002). Il est également possible que la différence de 2.3° (Tableau 1 de l'article 3) trouvée entre la moyenne de la mesure de cet indice 2D et 3D soit due à une erreur de perspective. Cette erreur affecterait davantage la mesure de la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire, puisque cet angle est mesuré à partir de lignes segmentaires plus courtes que celles utilisées pour la mesure de la scoliose thoracique (Perry et coll., 2008). Ce segment étant plus près du centre de la caméra, il semble moins plausible qu'une erreur de perspective seule soit à l'origine de ce manque de corrélation (Paul et Douwes, 1993). La présence d'oscillations documentée chez ce type de scoliose pourrait avoir augmenté la variabilité entre les acquisitions et occasionné une diminution de la corrélation entre les mesures 2D et 3D (Gauchard et coll., 2001; Mirovski et coll., 2006). Il semble plus probable que la sélection des vertèbres et la présence d'oscillations aient contribué à diminuer la précision de la mesure (ESM plus élevée) et aient été à l'origine de la diminution du niveau de corrélation entre les mesures 2D, 3D et radiographiques, pour la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire. Les IP « scoliose thoracique et scoliose thoraco-lombaire ou lombaire » étaient les seuls indices qui faisaient appel à des connaissances plus spécifiques à cette pathologie. Le technicien qui effectuait les mesures avec le logiciel devait sélectionner les différentes vertèbres impliquées dans le calcul de ces angles. Il semble donc important d'améliorer le niveau de formation de la personne qui calcule cet angle afin d'améliorer la précision et la validité de cette mesure.

Dans cette étude, les courbures vertébrales frontales et le déjettement du tronc de l'outil 2D présentaient une meilleure corrélation avec les IP 3D correspondants qu'avec les mesures radiographiques. Ceci est possiblement attribuable au fait que les mesures 2D et 3D étaient prises à partir des mêmes marqueurs, dans la même position et presque de façon simultanée. Les mesures radiographiques n'étaient pas prises à partir de

marqueurs, dans une même position et nécessairement la même journée (Lenke et coll., 2001; Ensberg et coll., 2008).

La plus grande distance entre le segment « pieds » et l'objectif de la caméra et la rotation de l'arrière-pied, causée par la position des pieds (« V » physiologique de 30°), pourraient avoir créé de la distorsion et une erreur de perspective. Ces facteurs sont susceptibles d'avoir affecté le calcul de l'angle tibio-calcaneen (Paul et Douwes; 1993; Sih et coll., 2001; Dunlevy et coll., 2005). Cette erreur était présente d'une occasion, d'un juge et d'un participant à l'autre, la position des pieds étant standardisée. L'Angle frontal des genoux implique également un marqueur situé à une distance similaire de l'objectif et présente un bon niveau de fidélité avec une ESM inférieure à un degré. Dans le cadre d'études longitudinales, il serait pertinent de préciser l'impact des différentes sources d'erreur sur la mesure de l'angle tibio-calcaneen (pose des marqueurs versus erreur de perspective et distorsion).

Dans cette étude nous avons utilisé un protocole impliquant un juge et une session d'évaluation, ce qui correspond à la réalité clinique. La théorie de la généralisabilité offre cependant la possibilité de vérifier l'impact de différents protocoles sur la précision de la mesure d'indices moins reproductibles. Les résultats de l'étude-D indiquent que l'ESM est inférieure lorsqu'un même juge (J) évalue une personne de façon répétée (test-retest). Par exemple, pour l'IP « Déjettement C7-S1 », l'ESM dans le devis test-retest est de 2.9 mm. L'utilisation de la moyenne de deux sessions ($S1+S2/2$) ou de deux juges ($J1+J2/2$) de façon aléatoire pour cet indice n'améliorerait pas la précision (ESM : 3.4 mm condition $S1+S2/2$ et 3.3 mm condition $J1+J2/2$). De plus, prendre la moyenne de deux sessions d'un même juge ne diminuerait pas l'ESM de façon importante (ESM : 2.1 mm). Ces observations sont similaires pour les autres IP moins fidèles. Ces données mettent en évidence qu'il est préférable qu'un même clinicien effectue les mesures avant et après une intervention. Certains auteurs suggèrent également d'utiliser la moyenne de trois à cinq essais pour diminuer l'erreur attribuable à la variabilité inhérente aux facteurs physiologiques, afin d'améliorer la précision des

mesures (Harrison et coll., 1996; Zabjek et coll., 2005; Zabjek et coll., 2008). Il semble donc plus approprié d'utiliser la moyenne d'au moins trois essais pour améliorer la précision de la mesure de la protraction des épaules, du déjettement C7-S1 et de la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire. De plus, il serait indiqué de vérifier l'impact de la position des pieds sur la présence d'oscillations et la précision de la mesure, notamment pour le déjettement C7-S1 et la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire.

Notre troisième étude consiste en une application clinique de l'outil. Cette étude visait à vérifier la capacité de l'outil à détecter des différences entre les postures debout et assise et à documenter l'impact de la mise en tension de la chaîne musculaire postérieure sur la posture et la scoliose. Nos résultats indiquent que l'outil peut détecter des différences entre la posture debout et assise pour dix des treize IP évalués. Ces données corroborent l'hypothèse #3 qui stipulait que l'outil serait suffisamment discriminant pour détecter des différences entre les positions debout et assise pour plusieurs IP. Nos résultats montrent que les asymétries de posture étaient inférieures en position assise pour plusieurs IP (inclinaison des épaules, asymétrie des omoplates, déjettement C7-S1 et bascule frontale du bassin). Ceci est possiblement attribuable à la plus grande stabilité offerte par la position assise et de l'influence de l'obliquité du bassin sur les autres segments corporels (Bennett et coll., 2004; Grimmer-Somers et coll., 2008). La posture assise tend à augmenter l'angle de la scoliose pour les deux types de scoliose, alors que l'augmentation de la protraction de la tête semble être associée à la scoliose thoracique. Gram et Hasan (1999) ont également rapporté une augmentation de l'angle de la scoliose 2D pour les scolioses thoraciques et lombaires en position « assis érigée ». Les données de ces auteurs indiquent cependant une diminution de l'angle de la scoliose 3D en position « assis érigée » lorsque les différents types de scolioses sont analysés ensembles. Cette différence semble davantage associée aux scolioses thoraciques. Selon eux, cette différence est attribuable à une rotation de la colonne vertébrale en position assise. Cette rotation de la colonne vertébrale peut être associée à la mise en tension des muscles postérieurs plus élevée en position assise. La

position « jambes allongées » utilisée dans notre protocole implique une plus grande mise en tension de la chaîne musculaire postérieure (Jackson et Baker, 1986; Souchard et Ollier, 2002; Baltaci et coll., 2003; Pilon et coll., 2004; Lopez Minarro et coll., 2007, Lopez Minarro et coll., 2009; Lopez Minarro et Alacid, 2009). Cette mise en tension musculaire est confirmée par la bascule postérieure du bassin (Tableau 1 de l'article 4). L'augmentation de l'angle de la scoliose en position assise corrobore la raideur des muscles spinaux (Miramand, 1991; Souchard et Ollier, 2002) et peut expliquer une plus grande protraction compensatoire de la tête.

L'absence de différence significative et la présence de grandes variabilités individuelles pour certains IP, lorsqu'ils sont évalués en fonction du type de scoliose (Figure 2 de l'article 4), peuvent être causées par le nombre insuffisant de participants et différents facteurs tels que la laxité ligamentaire, la souplesse et le tonus musculaire et l'importance de la courbure scoliotique (Fauvy, 1991; Miramand, 1991; Fernandez-Bermejo et coll., 1993; Gram et Hasan, 1999; Souchard et Ollier, 2002).

Des erreurs attribuables au mouvement des marqueurs sur la peau lors du changement de position, à la largeur fixe de la table ou à l'angle de la caméra pourraient également avoir affecté les résultats de cette étude comparative de la posture debout et assise. La vérification et la correction de la position de chaque marqueur étaient effectuées avant les acquisitions, afin de minimiser le mouvement des marqueurs sur la peau. En accord avec O'Connor et coll. (1993), la position d'acquisition (debout ou assise) affectait très peu la localisation des marqueurs sur les apophyses épineuses mais affectait grandement la position des marqueurs au bassin et aux omoplates. La largeur de la table reproduit à 2-3 cm près la largeur des tables utilisées pour le traitement de la posture. Cette table est donc représentative du vécu clinique. La hauteur de la table était fixe et légèrement inférieure à la hauteur de la caméra. Le participant était cependant assis à la même distance de la caméra que celle déterminée pour la posture debout. Cette hauteur a été définie en fonction de la taille assise d'un grand participant. Il est possible que des erreurs de perspectives aient été introduites par des changements de l'angle d'incidence de la caméra chez certains participants ou par l'augmentation de la rotation

du tronc en position assis (Paul et Douwes; 1993; Sih et coll., 2001; Dunlevy et coll., 2005). La documentation de l'ampleur des erreurs de perspective permettra de mieux juger des changements réels entre les deux positions.

8.3 Limites de l'étude

La principale limite de cette étude concernant les acquisitions photographiques est liée à l'utilisation simultanée du système 3D de topographie de surface Inspeck pour l'étude de validité. Le montage expérimental inhérent à ce système a limité le réglage en hauteur de la caméra et ne permettait pas d'augmenter la distance entre la caméra et le participant. Pour cette raison, nous avons utilisé une caméra digitale à grand angle. Cette restriction de distance entre la caméra et le participant a pu occasionner des erreurs de perspective. Ces erreurs ne semblent pas avoir affecté la fidélité et la validité des IP mais pourraient avoir eu un impact pour la comparaison de la position debout et assise. Les IP représentant la position de la tête dans les plans frontal et sagittal ainsi que la lordose cervicale et la protraction des épaules n'ont pas pu être calculés à partir de ce système 3D. La présence d'oscillations chez les participants provoquait un décalage au niveau des différentes vues et empêchait une bonne reconstruction 3D de la tête et du cou.

Le délai dans le temps entre l'évaluation avec l'outil 2D et les mesures radiographiques constitue une autre limite de cette étude. La durée de l'évaluation (environ 3.5 heures) et la disponibilité des participants ne permettaient pas d'avoir accès à des radiographies prises nécessairement la même journée. De plus, pour des raisons éthiques, aucune radiographie supplémentaire ne pouvait être demandée. Nous avons sélectionné des participants pour lesquels des radiographies avaient été effectuées dans les quatre mois qui précédaient ou suivaient notre évaluation. Ce délai de quatre mois correspond au délai minimal habituel entre deux évaluations radiographiques de contrôle en orthopédie. Ce délai visait à réduire le risque de progression de la scoliose estimé entre 4.5° à 11° par année en période de croissance (Warner, 2001). Il est cependant

possible que ce délai ait été suffisant pour que la condition de certains jeunes change (Engsberg et coll., 2008). Le niveau modéré de corrélation de la mesure de la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire de l'outil 2D, tant avec le système 3D qu'avec les mesures radiographiques, semble provenir de différences au niveau de la sélection des vertèbres impliquées dans le calcul de cet angle. Il était initialement prévu qu'une même personne effectue les différentes mesures. Cela n'a toutefois pas été possible. Chaque type de mesures (2D, 3D et radiographiques) a donc été effectué par trois personnes différentes. Par ailleurs, pour des raisons mentionnées précédemment, l'angle de la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire semble avoir été le seul indice affecté par cette procédure.

La présence de torsion du tronc chez plusieurs participants a limité la visibilité des marqueurs pour le calcul de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire. Pour cette raison, nous avons choisi de prendre des photographies en position oblique (Watson et MacDonncha, 2000). L'étude de validité concurrente a démontré une faible corrélation avec le système 3D mais une corrélation modérée à bonne avec les mesures radiographiques correspondantes. Le bon niveau de fidélité dans le devis aléatoire pour ces mesures suggère cependant une constance dans la position d'acquisition et la pose des marqueurs des vertèbres impliquées (VLS, apex et VLI), dans le calcul de ces angles d'une session et d'un juge à l'autre. Cette procédure n'est toutefois pas recommandée.

Une autre limite de cette étude concerne un biais de sélection possible attribuable à l'exclusion de 20 participants pour l'étude de validité concomitante entre les IP de l'outil 2D et les mesures radiographiques correspondantes en raison de radiographies prises dans un délai supérieur à quatre mois. Le profil des participants exclus était cependant similaire en termes de type et de sévérité de la scoliose. Dix des participants exclus présentaient une scoliose thoracique, six une scoliose double majeure et quatre une scoliose thoraco-lombaire ou lombaire.

8.4 Applications cliniques

Cette section de la discussion vise à faire le lien entre le développement de ce nouvel outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture et son utilité clinique. Nous avons précédemment mentionné qu'un outil doit être fidèle, valide et sensible pour être utile aux cliniciens. Les résultats de nos différentes études ont permis de démontrer que l'outil développé dans le cadre de cette thèse a de bonnes propriétés psychométriques. Ces propriétés lui confèrent quatre utilités cliniques majeures : l'évaluation globale de la posture, l'évaluation quantitative de l'apparence physique d'une personne ayant une scoliose, l'utilisation des valeurs des ESM pour le suivi et la capacité d'objectiver des changements entre la posture debout et assise permettant ainsi au clinicien de sélectionner des exercices appropriés de rééducation de la posture. L'outil actuel donne la possibilité d'évaluer 34 IP représentatifs de chacun des segments corporels. L'évaluation de tous ces indices n'est pas nécessairement possible pour les cliniciens. Une réduction du nombre d'IP de l'outil peut être envisagée afin de rendre cet outil plus adapté à la réalité clinique, d'autant plus que certains indices semblent évaluer une même dimension.

8.4.1 Réduction du nombre d'IP de l'outil

Une étude de corrélation entre les IP, susceptible de mesurer une même dimension, a été effectuée afin de vérifier la possibilité de réduire le nombre d'IP de cet outil (Tableau 2 de l'Annexe 2). Au niveau de la tête, nos résultats indiquent un bon niveau de corrélation entre l'indice Horizontalité du regard frontal et Inclinaison latérale de la tête ($r=0.93$). Ces données signifient que le clinicien peut utiliser un seul de ces indices pour évaluer l'alignement de la tête dans le plan frontal. Par contre, plusieurs auteurs (Braun et Amundson, 1989; Harrison et coll., 1996; Raine et Twomey, 1997; Johson, 1998; Engh et coll., 2003; McEvoy et Grimmer, 2005; Pownall et coll., 2008; Canhadas Belli et coll., 2009) ont utilisé la mesure de l'angle formé entre le coin de

l'œil et le tragus par rapport à l'horizontal (Horizontalité du regard sagittal) et la mesure de l'angle formé entre le tragus et C7 par rapport à l'horizontal (Protraction de la tête) pour documenter la position de la tête dans le plan sagittal. Les corrélations effectuées entre ces différents indices indiquent que l'indice Horizontalité du regard sagittal ne représente pas la même dimension que l'indice Protraction de la tête ($r = -0.03$ et -0.13 , côté droit et gauche). Selon Ankrum et Nemeth (2000), l'indice Horizontalité du regard sagittal représente l'inclinaison de la tête dans le plan sagittal, alors que l'indice Protraction de la tête indique le degré de projection antérieure de la tête. Ces angles ne peuvent donc pas être utilisés de façon interchangeable. De plus, ces angles sont habituellement mesurés d'un seul côté ce qui suppose une symétrie gauche-droite de l'alignement sagittal de la tête. La corrélation gauche-droite obtenue pour l'angle de protraction de la tête montre que cet angle, mesuré à gauche, ne reflète pas exactement la mesure de l'angle du côté droit ($r = -0.59$). Cette différence est possiblement attribuable à une rotation de la tête qui modifie l'alignement sagittal. Les indices Horizontalité du regard sagittal gauche et droit présentent cependant un bon niveau de corrélation ($r = 0.77$), ce qui corrobore la stabilité du regard dans le plan sagittal et indique que la mesure d'un seul côté est suffisante (Kuntz et coll., 2007).

Pour la mesure de la scoliose, nous suggérons les Angles de scoliose 1 et 2 puisqu'ils présentent un meilleur niveau de fidélité que les Angles thoracique et lombaire frontal, qu'ils correspondent à la mesure radiographique de l'angle de Ferguson et qu'ils sont corrélés à l'angle de Cobb. Au bassin, nous avons vérifié la mesure de l'alignement frontal à partir des EIAS (face) et des EIPS (dos), étant donné le manque de consensus qui semblait exister pour la mesure de cette dimension (Raine, 1995; Normand et coll., 2007; Canhadas Belli et coll., 2009). Ces deux méthodes présentent une corrélation suffisamment bonne entre elles pour suggérer qu'elles mesurent toutes deux l'alignement frontal du bassin ($r = 0.66$ – Tableau 2 de l'Annexe 2) (Crocker et Algina, 1986). Nous recommandons cependant l'utilisation des EIPS pour le calcul de cet indice, puisque nos résultats de fidélité montrent de meilleurs coefficients de fidélité pour les trois devis et que la validité était supérieure en utilisant

ces repères anatomiques. De plus, il était plus facile d'éviter le mouvement des marqueurs sur la peau en position assise lorsque ces derniers étaient placés sur les EIPS.

En ce qui concerne l'alignement frontal des membres inférieurs, l'angle Q et l'angle frontal du genou ont été utilisés pour mesurer cette dimension (Raine, 1995; Hinman et coll., 2006; Shultz et coll., 2006; Vanwanseele et coll., 2009). Nos résultats indiquent un niveau de corrélation suffisamment élevé entre ces indices pour les deux membres inférieurs, ce qui montre qu'ils appartiennent à une même dimension (D : 0.59; G : 0.64 – Tableau 2 de l'Annexe 2) (Crocker et Algina, 1986). Le meilleur niveau de fidélité obtenu pour l'angle frontal du genou justifie davantage l'utilisation de cet indice.

Ces informations permettent donc de réduire le nombre d'IP de l'outil quantitatif clinique d'évaluation de la posture. Les cliniciens pourront mesurer 27 IP pour une évaluation globale de la posture (Annexe 3).

8.4.2 Mesures quantitatives de l'apparence physique des personnes atteintes d'une SI

La deuxième utilité clinique majeure de cet outil concerne la possibilité de documenter quantitativement l'apparence physique des personnes présentant une SI tels que les angles de taille, l'angle de la scoliose et le déjettement du tronc C7-S1 pour le suivi des jeunes atteints d'une SI (Guillaumat et coll., 1991, Negrini et coll., 2001; Ensberg et coll., 2008). Les angles de taille ont été choisis puisqu'ils sont intimement liés à la perception de l'apparence générale (Raso et coll., 1998; Donaldson et coll., 2007), que la présence ou non d'asymétrie est habituellement vérifiée en clinique et qu'ils servent bien souvent au dépistage de la scoliose (Guillaumat et coll., 1991, Negrini et coll., 2001). Les mesures de l'angle de la scoliose et du déjettement du tronc C7-S1 peuvent, quant à elles, aider à déterminer la sévérité de la scoliose et son impact sur le déséquilibre frontal du tronc (MacThiong et coll., 2009). Ces indices pourraient servir à documenter le risque d'aggravation de la scoliose. Le bon niveau de fidélité et

de validité de ces IP (angles de taille, angle de la scoliose thoracique et déjettement C7-S1) signifie que cet outil pourrait également être utile pour le dépistage et le suivi clinique de la scoliose thoracique. Ces mesures cliniques pourraient favoriser ainsi une réduction du nombre de radiographies nécessaires pour le suivi des jeunes atteints d'une SI de type thoracique. Le caractère non effractif de cet outil favorise son utilisation dans des mesures répétées de la posture, particulièrement lors des poussées de croissance.

8.4.3 Utilisation des valeurs des ESM pour le suivi

La troisième utilité clinique de cette étude concerne l'utilisation des valeurs des ESM pour le suivi de personnes présentant une atteinte de la posture ou une SI. L'utilisation des valeurs des ESM trouvées dans l'étude de fidélité pour chacun des IP peut servir au calcul de la plus petite différence détectable ($\pm 1.96 \times \text{ESM} \times \sqrt{2}$, IC à 95%) et permettre ainsi de documenter un changement individuel (Roebroeck et coll., 1993). Certaines valeurs d'ESM sont cependant élevées et ne permettraient pas nécessairement de détecter une légère aggravation ou amélioration de la condition de la personne. Par exemple, dans notre devis test-retest, nous avons rapporté une ESM de 1.7° et 3.0° respectivement pour la scoliose thoracique et thoraco-lombaire ou lombaire. La plus petite différence détectable considérant un intervalle de confiance à 95% serait de $\pm 4.7^\circ$ pour la scoliose thoracique et de $\pm 8.3^\circ$ pour la scoliose thoraco-lombaire ou lombaire. Une différence supérieure à ces valeurs est donc attendue pour déterminer un changement dans le temps. L'ESM obtenue dans le devis test-retest ne peut pas être directement utilisée comme critère de référence pour déterminer l'adéquation des changements observés entre la posture debout et assise. Il faut toutefois émettre une certaine limite à l'effet que même si la méthode présentée dans cette thèse semble discriminante sur le plan statistique pour déterminer les différences des IP dans les deux postures, il n'est pas encore possible de conclure que cette différence est pertinente sur le plan clinique. Les travaux futurs, entre autres au niveau d'une étude de sensibilité, permettront de répondre à cette question.

L'utilisation des valeurs des ESM est également dépendante de l'importance de l'asymétrie de posture initiale. Par exemple, pour démontrer l'efficacité d'une intervention thérapeutique sur la posture, il faudra que l'asymétrie initiale pour un individu soit supérieure à l'erreur de mesure. Cependant, tout changement supérieur à la valeur de l'erreur de mesure permettra de conclure à une aggravation ou à une correction de la posture. La connaissance de l'ESM et des sources potentielles d'erreur permet également de chercher des stratégies pour minimiser leur impact sur la mesure. Par exemple, la mesure du déjettement du tronc présente une ESM de 3 mm si un même juge effectue les mesures, ce qui signifie une plus petite différence détectable entre deux mesures de 8 mm. En ce qui concerne cet IP, l'erreur semble être associée à la variabilité inhérente aux personnes et non aux juges ou aux sessions d'évaluation puisque l'erreur associée à ces facteurs était nulle. Ces informations peuvent ainsi permettre au clinicien de vérifier si la position d'acquisition influence les mesures et, le cas échéant, utiliser une position plus stable (exemple membres inférieurs écartés) qui minimisera l'impact des oscillations posturales sur cette mesure.

8.4.4 Comparaison de la posture debout et assise

La quatrième utilité majeure de cet outil est liée à la possibilité d'évaluer la posture dans les positions debout et assise et sa capacité d'objectiver des changements entre ces deux positions. Les physiothérapeutes qui utilisent des approches de rééducation de la posture évaluent la posture dans ces deux positions afin de comprendre l'impact des raideurs musculaires sur la posture et la scoliose (Souchard et Ollier, 2002). Les observations faites en position assise servent à documenter la souplesse de la chaîne musculaire postérieure. Actuellement, il existe trois types de tests pour évaluer de façon quantitative la souplesse des muscles postérieurs : des tests d'extension au genou en position couchée (« Active- Knee-Extension test, SLR » pour la souplesse des muscles ischio-jambiers), des tests de flexibilité en position assise et des tests debout (« Sit-and-Reach Tests » et « Toe-Touch test » pour la souplesse globale des muscles postérieurs)

(Gajdosik et Lusin, 1983; Bohannon et coll., 1985; Kippers et Parker, 1987; Jackson et Baker, 1986; Gajdosik et coll., 1992; Baltaci et coll, 2003; Minarro et coll., 2007; Lopez Minarro et coll., 2009; Lopez Minarro et Alacid, 2009). Ces différents tests ne permettent cependant pas d'évaluer les compensations de la posture associées à la raideur de la chaîne musculaire postérieure. L'évaluation de l'alignement des différents segments corporels lors de tests de flexibilité en position assis (« Sit-and-Reach tests ») impliquerait la prise de plusieurs mesures directes sur les personnes. De plus, la validité des tests de flexibilité en position assise est questionnée en raison de facteurs anthropométriques qui influencent l'évaluation de la flexibilité des muscles postérieurs (Jackson et Baker, 1986; Baltaci et coll, 2003). L'utilisation de notre outil clinique pourrait être une alternative intéressante pour quantifier la répercussion globale de la flexibilité des muscles postérieurs sur la posture et pour déterminer le segment corporel le plus influencé par la raideur musculaire. Le développement d'autres IP dans la position assise sera cependant nécessaire afin de bien documenter l'impact de la raideur musculaire au niveau des différents segments corporels (cyphose thoracique, lordose lombaire, déjettement sagittal du tronc, angle au genou et à la cheville). L'outil développé dans le cadre de cette thèse pourrait servir d'aide à la décision thérapeutique afin de déterminer les muscles et la position à privilégier pour le traitement de la scoliose (tel que proposé en rééducation posturale globale). Cet outil est susceptible de rendre compte de l'efficacité des interventions en physiothérapie sur la souplesse de muscles antérieurs et postérieurs. D'autres études seront cependant nécessaires pour évaluer la sensibilité de l'outil à détecter des changements dans le temps et pour corrélérer la raideur musculaire aux asymétries de la posture.

8.4.5 Autres applications cliniques

Cet outil d'évaluation de la posture a plusieurs autres applications cliniques. Ces différentes applications cliniques sont présentées dans les articles 2, 3 et 4. En résumé, cet outil peut permettre de dépister les inégalités de longueur des membres inférieurs, de

vérifier l'impact d'une semelle correctrice sur les autres segments corporels et de favoriser ainsi la réduction de radiographies prises avec la semelle et de scannographies des membres inférieurs. Le bon niveau de fidélité pour la pose des marqueurs et le caractère non effractif de cet outil supporte son utilisation dans des mesures répétées pour le suivi de la croissance (mesure de la taille debout et assise). Cet outil pourrait également être utilisé pour évaluer la posture de personnes présentant de la douleur ou d'autres pathologies orthopédiques et neurologiques, puisque les acquisitions photographiques sont rapides et que le calcul des IP peut être différé. Des études devront toutefois être effectuées pour vérifier la généralisation de ces résultats auprès de ces groupes de personnes. Finalement, cet outil pourrait permettre de documenter la réductibilité des courbures scoliothiques et l'impact de la correction de la scoliose sur les autres segments corporels (partie « rééquilibration » de l'évaluation en rééducation posturale globale).

Conclusion et recommandations

L'outil développé et proposé dans cette thèse possède de bonnes propriétés psychométriques. Cet outil est simple et accessible aux cliniciens. Les valeurs des ESM pourraient être utilisées pour déterminer un changement de la condition d'une personne en calculant la plus petite différence détectable pour chacun des IP. Cet outil devrait contribuer à l'amélioration de la pratique clinique en facilitant l'analyse des asymétries de la posture debout et assise et en offrant la possibilité de documenter des changements inhérents à l'efficacité des interventions thérapeutiques sur la posture. Cet outil pourrait également constituer une bonne alternative clinique pour suivre l'évolution de personnes atteintes d'une scoliose thoracique puisque les IP de l'outil, permettant de documenter ce type de scoliose, sont reproductibles et bien corrélés avec les mesures radiographiques. Cet outil pourrait réduire la prise de radiographies nécessaires au suivi des enfants et adolescents atteints d'une SI thoracique.

Certaines recommandations découlent de ce projet de recherche. Premièrement, pour minimiser les erreurs de perspective, il est recommandé d'augmenter le plus possible la distance entre la caméra et le participant, surtout pour l'évaluation globale de la posture. Une distance minimale de 4.5 mètres est suggérée par Paul et Douwes (1993). Cette distance ne reflète cependant pas la réalité clinique, puisque les espaces sont bien souvent restreints. Plusieurs auteurs ont utilisé une distance inférieure ou égale à trois mètres pour les acquisitions photographiques (McEvoy et Grimmer, 2005; Normand et coll., 2007; Perry et coll., 2008). Une distance maximale de trois mètres entre le participant et la caméra serait plus appropriée pour les cliniciens. Une prochaine étude pourrait permettre de quantifier l'erreur de perspective et la distorsion de l'image, lorsqu'une telle distance est utilisée. La hauteur de la caméra devrait également être ajustée en fonction de la taille du participant afin d'éviter des erreurs dues à l'angle de la caméra (Paul et Douwes, 1993; Sih et coll., 2001; Dunlevy et Coll., 2005). Nos résultats indiquent que la faible distance entre la caméra et le participant et la hauteur fixe de la caméra, imposées par notre montage expérimental, n'ont pas affecté la fidélité et la validité des mesures. Cependant, pour des études longitudinales, il serait préférable de

contrôler ces types d'erreur, particulièrement chez des enfants en croissance, où des changements de la taille des individus pourraient modifier de façon plus drastique l'angle de la caméra. L'utilisation d'une toile quadrillée comme arrière-fond permettrait de calculer l'erreur attribuable à la distorsion habituellement plus marquée aux extrémités de l'image.

Deuxièmement, afin d'améliorer la précision des mesures angulaires et linéaires d'IP moins reproductibles ou présentant des valeurs d'ESM plus élevées, nous recommandons que le même évaluateur effectue les mesures. De plus, la moyenne d'au moins trois essais devrait être prise en considération pour l'évaluation de la protraction des épaules et du déjettement du tronc C7-S1. L'évaluateur devrait prendre en note les vertèbres impliquées dans le calcul de la scoliose pour s'assurer que les mêmes vertèbres sont sélectionnées d'une évaluation à l'autre (comme pour les mesures radiographiques). Le calcaneum est un os volumineux. Une attention particulière devra donc être accordée pour mieux définir le centre de ce repère anatomique. Une étude est actuellement en cours afin de proposer la sélection de ce repère directement sur la photographie en utilisant l'interface graphique.

Troisièmement, l'évaluation des courbures vertébrales sagittales est importante pour le suivi de personnes avec une SI ou tout autre problème impliquant le rachis. Les mesures de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire pourront éventuellement être ajoutées en utilisant par exemple, des marqueurs réfléchissants montés sur des tiges (Van Niederk et coll., 2008; Canhadas Belli et coll., 2009). Compte tenu de la torsion parfois importante du tronc, cette méthodologie devra être vérifiée préalablement auprès de cette clientèle pour s'assurer d'une longueur de tige suffisante et de l'absence d'erreur de perspective.

Quatrièmement, tel qu'il a été mentionné, la théorie de la généralisabilité a permis de déterminer les différentes sources d'erreur. Pour certains IP, une source d'erreur résiduelle pourrait provenir du processus de digitalisation des marqueurs sur les photographies avec le logiciel. Cette erreur est actuellement inconnue, mais une

prochaine étude permettra de connaître cette source potentielle d'erreur. Tout comme dans ce projet, il est actuellement recommandé qu'une même personne effectue toutes les mesures avec le logiciel.

Finalement, l'étude de fidélité effectuée dans ce projet concerne la pose des marqueurs. Une prochaine étude devra être faite pour vérifier la stabilité de la posture de ces jeunes dans le temps et la sensibilité de l'outil. De plus, une étude longitudinale pourrait permettre de détecter si certains IP cliniques sont des bons indicateurs de l'aggravation de la scoliose. Par la suite, l'outil développé dans cette thèse pourrait servir dans de futures études pour : documenter la variabilité de la posture chez le sujet sain, vérifier l'efficacité des approches de rééducation de la posture, suivre l'évolution de la posture ou de la scoliose dans le temps, permettre d'ajouter des caractéristiques posturales aux classifications actuelles de la scoliose en fonction du type de scoliose, associer les défauts de la posture aux rétractions musculaires et relier les asymétries de la posture aux limitations fonctionnelles. L'utilisation simultanée de deux caméras, comme dans cette étude, pourrait également favoriser le développement de nouveaux IP 3D (Sih et coll., 2001; Normand et coll., 2007). Ces IP 3D seraient utiles pour mieux documenter la déformation 3D du tronc associée à la SI. La simplicité de cet outil et la rapidité des acquisitions de la posture font en sorte que cet outil clinique pourrait être utilisé auprès d'enfants et d'adultes souffrant de maux de dos, d'arthrite ou ayant une affection neurologique. D'autres études pourraient aussi être menées afin de vérifier la pertinence de l'utilisation de cet outil auprès de ces clientèles.

Bibliographie

- Acaroglu E, Yazici M, Deviren V, Alanay A, Cila A, Surat A (2001). Does transverse apex coincide with coronal apex levels (regional or global) in adolescent idiopathic scoliosis? *Spine* 26 (10): 1143-1146.
- Acaroglu E, Akel I, Alanay A, Yazici M, Marcucio R (2009). Comparison of the melatonin and calmodulin in paravertebral muscle and platelets of patients with or without adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 35 (18), E659-63.
- Akel I, Pekmezci M, Hayran M, Genc Y, Kocak O, Derman O, Erdogan I, Yazici M (2008). Evaluation of shoulder balance in the normal adolescent population and its correlation with radiological parameters. *Eur Spine J* 17: 348-354.
- Akoume M-Y, Azeddine B, Turgeon I, Franco A, Labelle H, Poitras B, Rivard C-H, Grimard G, Ouellet J, Parent S, Moreau A (2009). Cell-based screening test for idiopathic scoliosis using cellular dielectric spectroscopy. *Spine* Sous presse.
- Albaret J-M et de Castelneau P (2005). Démarches diagnostiques pour le trouble de l'acquisition de la coordination (TAC). Dans : *Le trouble de l'acquisition de la coordination. Évaluation et rééducation de la maladresse chez l'enfant*. RH Geuntz (Ed) Solal, Marseille : 29-85.
- Al-Eisa, E., D. Egan, K. Deluzio, Wassersug R (2006). Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: a comparison with standing. *Spine* 31(5): E135-43.
- Alexander MA, Season EH (1978). Idiopathic scoliosis: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil* 59, July, 314-315.
- Allard P, Chavet P, Barbier F, Gatto L, Labelle H, Sadeghi H (2004). Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 83 (9): 689-697.
- Alves VL et Avanzi O (2009). Objective assessment of the cardiorespiratory function of adolescents with idiopathic scoliosis through the six-minute walk test. *Spine* 34 (25): E926-9.

- Ankrum DR et Nemeth KJ (2000). Head and neck posture at computer workstations - What's neutral? Proceeding of the 14th Triennial Congress of the International Ergonomics Association 5: 565-568.
- Asher M, Lai SM, Burton D, Manna B (2004). The influence of spine and trunk deformity on preoperative idiopathic scoliosis patients'health-related quality of life questionnaire responses. *Spine* 29 (8): 861-868.
- Assaiante C, Mallau S, Viel S, Jover M, Schmitz C (2005). Development of postural control in healthy children: A functional approach. *Neural Plasticity* 12 (2-3), 109-118.
- Aubin CE, Labelle H, Ruszkowski A, Petit Y, Gignac D, Joncas J, Dansereau J (1999). Variability of Strap Tension in Brace Treatment for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 24 (4): 349-354.
- Badr C, Elkins MR, Ellis ER (2002). The effect of body position on maximal expiratory pressure and flow. *Aust J of Physiother* 48: 95-102.
- Bago J, Climent JM, Pineda S, Gilperez C (2007). Further evaluation of the walter reed visual assessment scale: Correlation with curve pattern and radiological deformity. *Bio Med Central* 2 (12): 1-7.
- Baltaci G, Un N, Tunay V, Besler A, Gerçeker S (2003). Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. *Br J Sports Med* 37: 59-61.
- Barrack RL, Whitecloud TS, Burke SW, Cook SD, Harding AF (1984). Proprioception in idiopathic scoliosis. *Spine* 9 (7): 681-685.
- Beaton DE (2000). Understanding the relevance of measured change through studies of responsiveness. *Spine* 25 (24): 3192-3199.
- Bennett BC, Abel MF, Granata KP (2004). Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine* 29 (20): E449-E454.
- Betz RR, Ranade A, Samdani AF, Chafetz R, D'Andrea LP, Gaughan JP, Asghar J, Grewal H, Mulcahey J (2010). Vertebral body stapling. A fusionless treatment option for a growing child with moderate idiopathic scoliosis *Spine* 35 (2): 169-176.

- Black K, McClure P, Polansky M (1996). The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Spine* 21 (1): 65-70.
- Bland JM et Altman DG (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of measurement. *Lancet* 8 (February): 307-310.
- Bohannon R, Gajdosik R, Leveau BF (1985). Contribution of pelvic and lower limb motion to increases in the angle of passive straight leg raising. *Phys Ther* 65 (4): 474-476.
- Bouyer J (1997). Méthodes statistiques. Médecine-Biologie. ESTEM. INSERM.
- Braun BL et Amundson LR (1989). Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil* 70 (April): 322-329.
- Brinol P, Petty RE, Wagner B (2009). Body posture effects on self-evaluation: A self-evaluation approach. *Eur J Soc Psychol* 39: 1053-1064.
- Bruton A, Conway JH, Holgate ST (2000). Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy* 86 (2): 94-99.
- Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Mesure S (2008a). The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behaviour. *Neurosci Lett* 447 (2-3): 158-63.
- Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S (2008b). Lateral steps reveal adaptive biomechanical strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Ann Readapt Med Phys* 51(8): 630-5, 636-41.
- Bryan JM, S. R. Mosner E, Stull MA (1990). Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 2 (1): 24-29.
- Bull RK, Edwards PD, Kemp PM, Fry S, Hughes IA (1999). Bone age assessment: a large scale comparison of the Greulich and Pyle, and Tanner and Whitehouse (TW2) methods. *Arch Dis Child* 81: 172-173.
- Bullock MP, Foster NE, Wright CC (2005). Shoulder impingement: the effect of sitting posture on shoulder pain and range of motion. *Man Ther* 10: 28-37.
- Bullock-Saxton J (1993). Postural alignment in standing: a repeatability study. *Aust J Physiother* 39(1): 25-29.

- Bunnell WP (1984). An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am* 66A: 1381-1387.
- Bunnell WP (1986). The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine* 11(8): 773-776.
- Burt S et Punnett L (1999). Evaluation of interrater reliability for posture in a field study. *Appl Ergon* 30: 121-135.
- Burwell RG, Cole AA, Cook TA, Grivas TB, Kiel AW, Moulton A, Thirlwall AS, Upadhyay SS, Webb JK, Wemyss-Holden SA, Whitwell DJ, Wojcik AS, Wythers DJ (1992). Pathogenesis of idiopathic scoliosis: the Nottingham concept. *Acta Orthop Belg* 58 (Suppl. 1): 33-58.
- Burwell RG, Aujla RK, Kirby AS, Moulton A, Webb JK (2002). The early detection of adolescent idiopathic scoliosis in three positions using the scoliometer and real-time ultrasound: should the prone position also be used? *Stud Health Technol Inform* 88: 74-80.
- Burwell RG, Aujla RK, Grevitt MP, Dangerfield PH, Moulton A, Randell TL, Anderson SI (2009). Pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis in girls - a double neuro-osseous theory involving disharmony between two nervous systems, somatic and autonomic expressed in the spine and trunk: possible dependency on sympathetic nervous system and hormones with implications for medical therapy. *Scoliosis* 4: 24.
- Byl N, Holland S, Jurek A, Hu SS (1997). Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis: Implications for treatment. *Research Study, J Orthop Sports Phys Ther* 26 (2): 60-68.
- Bylund P, Jansson E, Dalhberg E, Eriksson E (1987). Muscle fiber types in thoracic erector spinae muscles. Fiber types in idiopathic scoliosis and other forms of scoliosis. *Clin Orthop Rel Research* 214: 222-228.
- Canhadas Belli JF, Chaves TC, de Oliveira AS, Grossi DB (2009). Analysis of body posture in children with mild to moderate asthma. *Eur J pediatr* 168: 1207-1216

- Carman DL, Browne RH, Birch JG (1990). Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *J Bone Joint Surg Am* 72 (3): 328-33.
- Carr EK, Kenney FD, Wilson-Barrett J, Newham DJ (1999). Inter-rater reliability of postural observation after stroke. *Clin Rehabil* 13: 229-242.
- Castelein RM, Van Dieën JH, Smit TH (2005). The role of dorsal shear forces in the pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis – A hypothesis. *Medical Hypotheses* 65: 501-508.
- Chan G et Chen CT (2009). Musculoskeletal effects of obesity. *Current Opinion in Pediatrics* 21: 65-70.
- Charles YP, Daures JP, de Rosa V, Diméglio A (2006). Progression risk of idiopathic juvenile scoliosis during pubertal growth. *Spine* 31 (17): 1933-1942.
- Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PL, Hang YS (1998). The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin. Biomech.* 13 (1): s52-s58.
- Cheng JCY, Guo X, Sher AHL (1999). Persistent osteopenia in adolescent idiopathic scoliosis. A longitudinal follow-up study. *Spine* 24 (12): 1218-1222.
- Cheung J, Wever DJ, Veldhuizen AG, Klein JP, Verdonck B, Nijlunsing R, Cool JC, Van Horn JR. (2002a). The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine. *Eur Spine J* 11: 535-542.
- Cheung J, Sluiter WJ, Veldhuizen AG, Cool JC, Van Horn JR. Perception of vertical and horizontal orientation in children with scoliosis (2002b). *J Orthop Research* 20: 416-420.
- Cheung J, Halbertsma JPK, Veldhuisen AG, Sluiter WJ, Maurits NM, Cool JC, van Horn JR (2004). The relation between electromyography and growth velocity of the spine in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis. *Spine* 29 (9): 1011-1016.
- Cheung J, Halbertsma JPK, Veldhuisen AG, Sluiter WJ, Maurits NM, Cool JC, van Horn JR (2005). A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 14: 130-137.

- Chow DH, Ng XH, Holmes AD, Cheng JC, Yao FY, Wong MS (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.
- Ciolofan OA. Cinématique et EMG du tronc pendant le test d'inflexion latérale chez des patients scoliotiques. Mémoire. Université de Montréal. 2002.
- Climent JM, Sanchez J and the group for the study of quality of life in spine deformities (1999). Impact of the type of brace on the quality of life of adolescents with spine deformities. *Spine* 24 (18): 1903-1908.
- Clin J, Aubin CE, Parent S, Sangole A, Labelle H (2010). Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J* 19: 1169-1178.
- Cloutier LP, Aubin CE, Grimard G (2007). Biomechanical study of anterior spinal instrumentation configurations. *Eur Spine J* 16: 1039-1045.
- Cobb JR (1948). Outline for the study of scoliosis. In *American Academy of Orthopaedic Surgeons: instructional course, vol 5*, Ann Arbor, MI: JW Edwards 261-75.
- Crocker L et Algina J (1986). Introduction to classical and modern test theory. Wadsworth Group, Thomson Learning, Belmont, CA.
- Dangerfield PH (2003). The classification of spinal deformities. *Pediatr Rehabil* 6 (3-4): 133-6.
- Danielsson AJ, Wiklund I, Pehrsson K, Nachemson A.L (2001). Health-related quality of life in patients with adolescent idiopathic scoliosis: a matched follow-up at least 20 years after treatment with brace or surgery. *Eur Spine J* 10: 278-288.
- Danielsson AJ et Nachemson AL (2003a). Back pain and function 22 years after brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis: A case-control study- Part I. *Spine* 28 (18): 2078-2086.
- Danielsson AJ et Nachemson AL (2003b). Back pain and function 23 years after fusion for adolescent idiopathic scoliosis: A case-control study- Part II. *Spine* 28 (18): E373-E383.

- Danielsson AJ, Romberg K, Nachemson AL (2006). Spinal Range of motion, muscle endurance, and back pain and function at least 20 years after fusion or brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 31(3): 275-283.
- D'Ario L, Buonpensiero P, Raia V (1999). La rééducation posturale globale comme traitement intégré de la fibrose cystique – Étude pilote. *Rééducation Posturale Globale* 65, 29-34.
- De Mauroy JC (1996). La scoliose - Traitement orthopédique conservateur. Éditions Sauramps Médical, Montpellier.
- Diab KM, Sevastik JA, Hedlund R, Suliman IA (1995). Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method. *Eur Spine J* 4: 291-295.
- De La Huerta F, Leroux MA, Zabjek KF, Coillard C, Rivard C-H (1998). Évaluation stéréovidéographique de la géométrie posturale du sujet sain et scoliotique. *Annales de Chirurgie* 52 (8): 776-783.
- Diméglio A, (1996). La scoliose idiopathique. Ed. Massion, Paris.
- Dobosiewicz K (1997). Neurophysiological mechanism of the unloading reflex as a pronostic factor in the early stages of idiopathic adolescent scoliosis. *Eur Spine J* 6: 93-97.
- Domenech J, Tormos JM, Barrios C, Leone AP (2010). Motor cortical hyperexcitability in idiopathic scoliosis: could focal dystonia be a subclinical etiological factor? *Eur Spine J* 19: 223-230.
- Donaldson S, Hedden D, Stephens D, Alman B, Howard A, Narayanan U, Wright JG (2007). Surgeon reliability in rating physical deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 32 (3): 363-367.
- Doody MM, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE (2000). Breast cancer mortality after diagnostic radiography. Findings from the U.S. scoliosis cohort study. *Spine* 25 (16): 2052-2063.
- Dretakis EK (2002). Brain-stem dysfunction and idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform* 91: 422-427.

- Driscoll M, Aubin CE, Moreau A, Villemure I, Parent S (2009). The role of spinal concave-convex biases in the progression of idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 18 (2):180-7.
- Dumas R, Aissaoui R, Mitton D, Skalli W, de Guise JA (2005). Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Trans Biomed Eng* 52 (10): 1756-63.
- Dunk NM, Chung YY, Sullivan Compton S , Callaghan JP (2004). The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *J Manipulative Physiol Ther* 27 (2): 91-96.
- Dunk NM, Lalonde J, Callaghan JP (2005). Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool : Reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. *J Manipulative Physiol Ther* 28 (6): 386-392.
- Dunlevy C, Cooney M, Gormely J (2005). Procedural considerations for photographic-based joint angle measurements. *Physiotherapy Research International* 10(4): 190-200.
- Duval-Beaupere G et Lamirau T (1985). Scoliosis at less than 30°. Properties of the evolutivity (risk of progression). *Spine* 10 (5): 421-424.
- Emans JB, Kaelin A, Bancel P, Hall JE, Miller ME (1986). The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. *Spine* 11(8): 791-801.
- Engh L, Fall M, Hennig M, Söderlund A (2003). Intra- and inter-rater reliability of goniometric method of measuring head posture. *Physiother Theory Pract* 19: 175-182.
- Engsberg JR, Bridwell KH, Reitenbach AK, Uhrich ML, Baldus C, Blanke K, Lenke LG (2001). Preoperative gait comparisons between adults undergoing long spinal deformity fusion surgery (thoracic to L4, L5, or sacrum) and controls. *Spine* 26 (18): 2020-8.
- Engsberg JR, Lenke LG, Uhrich ML, Ross SA, Bridwell KH (2003). Prospective comparison of gait and trunk range of motion in adolescents with idiopathic thoracic scoliosis undergoing anterior or posterior spinal fusion. *Spine* 28 (17): 1993-2000.

- Engsberg JR, Lenke LG, Bridwell KH, Uhrich ML, Trout CM (2008). Relationships between spinal landmarks and skin surface markers. *J Appl Biomech* 24: 94-97.
- Estenne M, Derom E, De Troyer A (1998). Neck and abdominal muscle activity in patients with severe thoracic scoliosis. *Am J Respir Crit Care Med* 158 (2): 452-7.
- Fabris de Souza SA, Faintuch J, Valesi AC, Sant Anna AF, Gama-Rodrigues JJ, de Batista Fonceca IC, de Melo RD (2005). Postural changes in morbidly obese patients. *Obesity surgery* 15: 1013-1016.
- Fann AV (2003). Validation of postural radiographs as a way to measure change in pelvic obliquity. *Arch Phys Med Rehabil* 84 (January): 75-78.
- Fanuele JC, Birkmeyer JO, Abdu WA, Tosteson TD, Weinstein JN (2000). The impact of spinal problems on the health status of patients. *Spine* 25 (12): 1509-1514.
- Fauvy L (1991). L'altération structurale asymétrique du socle ilio-lombaire. Dans : *La Scoliose. Vingt années de recherche et d'expérimentation*. GKTS. Sauramps Medical, Montpellier: 53-60.
- Fauvy L et Kaniassi T (1992). Étude du carré des lombes dans la scoliose lombaire idiopathique. *Ann. Kinésithér.* 19(2): 97-103.
- Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H (2003). Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine* 28 (16): 1857-1859.
- Fernandez-Bermejo E, Garcia-Giménez MA, Fernandez-Palomeque C, Munuera L (1993). Adolescent idiopathic scoliosis and joint laxity. A study with somatosensory evoked potentials. *Spine* 18 (7): 918-922.
- Fernandez-Feliberti R, Flynn J, Ramirez N, Trautmann M, Alegria M (1995). Effectiveness of TLSO bracing in the conservative treatment of idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 15 (2): 176-81.
- Filipovic V et Viskic-Stalec N (2006). The mobility capabilities of persons with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 31(19): 2237-2242.
- Fortin C, Nadeau S, Labelle H (2008). Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 17 (2): 204-16.

- Freidel K, Petermann F, Reichel D, Steiner A, Warschburger P, Weiss HR (2002a). Quality of life in women with idiopathic scoliosis. *Spine* 27 (4): E87-E91.
- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Robert J, Bélanger D, Hilsenrath M (2005). Reliability and validity of static knee strength measurements obtained with a chair-fixed dynamometer in subjects with hip or knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 86 (October): 1998-2008.
- Gajdosik R et Lusin G (1983). Hamstring Muscle Tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther* 63 (7): 1085-1088.
- Gajdosik RL et Bohannon RW (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther* 67 (12): 1867-1872.
- Gajdosik RL, Hatcher CK, Whitsell S (1992). Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. *Clin Biomech* 7: 38-42.
- Gauchard GC, Lascombes P, Kuhnast M, Perrin PP. (2001). Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine* 26 (9): 1052-1058.
- Geissele ME, Kransdorf MJ, Geyer MA, Jelinek S, VanDam BE (1991). Magnetic resonance imaging of the brain stem in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 16 (7): 761-763.
- George K, Batterham A, Sullivan I (2000). Validity in clinical research: A review of basic concepts and definitions. *Phys Ther Sport* 1: 19-27.
- Giakas G et Baltzopoulos V (1996). Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine* 21(19): 2235-2242.
- Goldberg MS, Mayo NE, Poitras B, Scott S, Hanley J (1994). The Ste-Justine adolescent idiopathic scoliosis cohort study. Part II: Perception of health, self and body image, and participation in physical activities. *Spine* 19 (14): 1562-1572.

- Goldberg CJ, Dowling FE, Fogarty EE, Moore DP (1995). Adolescent idiopathic scoliosis and cerebral asymmetry. An examination of a nonspinal perceptual system. *Spine* 20 (15): 1685-91.
- Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE (2001). Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* 26(4): E55-E63.
- Goldberg CJ, Gillic I, Connaughton O, Moore DP, Fogarty EE, Canny GJ, Dowling FE (2003). Respiratory function and cosmesis at maturity in infantile-onset scoliosis. *Spine* 28 (20): 2397-406.
- Gram MC et Hasan Z (1999). The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. *Spine* 24 (2): 169-177.
- Grimmer-Somers K, Milanese S, Louw Q (2008). Measurement of cervical posture in the sagittal plane. *J Manipulative Physiol Ther* 31: 509-517.
- Guillaumat M, Lebard JP, Khouri N, Tassin JL (1991). Scoliose idiopathique en période de croissance. *Éditions techniques- Encycl. Méd. Chir. (Paris-France), Appareil locomoteur* 15874 A10: 18p.
- Guo X, Chau WW, Hui-Chan CWY, Cheung CSK, Tsang WWN, Cheng JCY (2006). Balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and disturbed somatosensory function. *Spine* 31(14): E437-E440.
- Haderspeck K et Schultz A (1981). Progression of idiopathic scoliosis: an analysis of muscle actions and body weight influences. *Spine* 6 (5): 447-55.
- Haefeli M, Elfering A, Kilian R, Min K, Boos N (2006). Nonoperative treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 31(3): 355-366.
- Haggard, P., M. Taylor-Clarke, Kennett S (2003). Tactile perception, cortical representation and the bodily self. *Curr Biol* 13 (5): R170-3.
- Hargreaves D et Tiggemann M (2002). The role of appearance schematicity in the development of adolescent body dissatisfaction. *Cognitive Therapy and Research* 26 (6): 691-700.
- Harrison AL, Barry-Greb T, Wojtowicz G (1996). Clinical measurement of head and shoulder posture variables. *J Orthop Sports Phys Ther* 23 (6): 353-361.

- Harrison DE, Haas JW, Harrison DD, Holland B, Janik T (2005). Sagittal skin contour of the cervical spine: Interexaminer and intraexaminer reliability of the flexicurve instrument. *J Manipulative Physiol Ther* 28 (7): 516-519.
- Hart DL et Rose SJ (1986). Reliability of a non-invasive method for measuring the lumbar curve. *J Orthop Sports Phys Ther* 8 (4): 180-84.
- Hawes MC (2003). The use of exercises in the treatment of scoliosis: an evidence-based critical review of the literature. *Pediatric Rehabil* 6 (3-4): 171-182.
- Hayes KW (1993). Commentaries. The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Phys Ther* 73 (6): 396-397.
- Hedge S, Krishnan A, Subbiah M, Avadhani A, Rajasekaran S (2010). Anterior fusion for thoracic scoliosis. *Eur Spine J* 19: 341-342.
- Helenius I, Remes V, Yrjonen T, Ylikoski M, Schlenzka D, Helenius M, Poussa M (2003). Harrington and Cotrel-Dubousset instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Long-term functional and radiographic outcomes. *J Bone Joint Surg Am* 85: 2303-2309.
- Herman R, Mixon J, Fisher A, Maulucci R, Stuyck J (1985). Idiopathic scoliosis and the central nervous system: A motor control problem. *Spine* 10 (1): 1-14
- Hinman RS, May RL , Crossley KM (2006). Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis & Rheumatism* 55 (2): 306-313.
- Hoogmartens MJ, Basmajian JV (1976). Postural tone in the deep postural muscles of idiopathic scoliosis patients and their siblings. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 16: 93-114.
- Huynh AM, Aubin CE, Rajwani T, Bagnall KM, Villemure I (2007). Pedicle growth asymmetry as a cause of adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Eur Spine J* 16 (4):523-9.
- Inoue M, Minami S, Nakata Y, Takaso M, Otsuka Y, Kitahara H, Isobe K, Kotani T, Maruta T, Moriya H (2002). Prediction of curve progression in idiopathic scoliosis from gene polymorphic analysis. *Stud Health Technol Inform* 91: 90-96.

- Jackson AW et Baker AA (1986). The relationship of the sit and reach test to criterion measures of hamstring and back flexibility in young females. *Res Q Exerc Sport* 57: 183-186.
- Janda V (1983). On the concept of postural muscles and posture in man. *Aust J of Physiother* 29: 83-85.
- Jaremko JL, Poncet P, Ronsky J, Harder J, Dansereau J, Labelle H, Zernicke RF (2002). Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clin Biomech* 17: 559-568.
- Johnson G (1998). The correlation between surface measurement of head and neck posture and the anatomic position of the upper cervical vertebrae (diagnostics). *Spine* 23 (8): 921-927.
- Joncas J, Labelle H, Poitras B, Duhaime M, Rivard CH, Leblanc R (1996). Douleur dorso-lombaire et scoliose idiopathique de l'adolescence. *Annales de Chirurgie* 50 (8): 637-640.
- Jonsdottir J, Fetters L, Kluzik J (1997). Effects of physical therapy on postural control in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 9: 68-75.
- Justice CM, Miller NH, Marosy B, Zhang J, Wilson AF (2003). Familial idiopathic scoliosis: evidence of an X-linked susceptibility locus. *Spine* 28 (6): 589-94.
- Keessen W, Crowe A, Hearn M (1992). Proprioceptive accuracy in idiopathic scoliosis. *Spine* 17(2): 149-155.
- Keim HA (1978). Scoliosis. *Clinical Symposia, Ciba*, 30 (1).
- Kelly DM, McCarthy RE, McCullough FL, Kelly HR (2010). Long-term outcomes of anterior spinal fusion with instrumentation for thoracolumbar and lumbar curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 35 (2): 194-198.
- Kendall Peterson F, McCreary Kendall E, Provance Geise P, McIntyre Rodgers, Romani WA (2005). *Muscles: Testing and Function, with posture and pain*. 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD.
- Khanna G (2009). Role of imaging in scoliosis. *Eur Spine J* 39(Suppl 2): S247-S251.

- Kim YJ, Lenke LG, Cho SK, Bridwell K, Sides B, Blanke K (2004). Comparative analysis of pedicle crew versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 29 (18): 2040-2048
- King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65-A (9): 1302.
- Kippers V and Parker AW (1987). Toe-touch test. A measure of Its validity. *Phys Ther* 67 (11): 1680-1684.
- Korovessis PG and Stamatakis MV (1996). Prediction of Scoliotic Cobb Angle With the Use of the Scoliometer. *Spine* 21 (14): 1661-1666.
- Korovessis P, Kyrkos C, Piperos G, Soucacos PN (2000). Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 25 (16): 2064-2071.
- Kouwenhoven, JW and Castelein, RM (2008). The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: review of the literature. *Spine* 33 (26): 2898-2908.
- Kramers-de Quervain, I. A., R. Muller, A. Stacoff, D. Grob , E. Stussi (2004). Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 13 (5): 449-456.
- Kuklo TR, Potter BK Schroeder TM, O'Brien MF (2006). Comparison of manual and digital measurements in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 31 (11): 1240-1246.
- Kuntz C, Levin LS, Ondra SL, Shaffrey CI, Morgan CJ (2007). Neutral upright sagittal spinal alignment from the occiput to pelvis in asymptomatic adults: a review and resynthesis of the literature. *J Neurosurg Spine* 6: 104-112.
- Kuo Y-L, Tully EA, Galea MP (2009). Sagittal spinal posture after pilates-based exercise in healthy older adults. *Spine* 34 (10): 1046-1051.
- Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B (1996). Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine* 21 (1): 59-64.
- Lafage V, Schwab F, Hawkinson N, Gagey PM, Ondra S, Farcy JP (2008). Standing balance and sagittal plane spinal deformity. Analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine* 33 (14): 1572-1578.
- Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, Harrison DE (2007). Postural development in school children: a cross-sectional study. *Chiropr Osteopat* 15: 1.

- LaMontagne LL, Hepworth JT, Salisbury MH (2001). Anxiety and postoperative pain in children who undergo major orthopedic surgery. *Applied Nursing Research* 14 (3): 119-124.
- Leblanc R, Labelle H, Forest F, Poitras B (1998). Morphologic discrimination among healthy subjects and patients with progressive and nonprogressive adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 23 (10): 1109-1116.
- Leboeuf, D., K. Letellier, N. Alos, P. Edery, Moldovan F (2009). Do estrogens impact adolescent idiopathic scoliosis? *Trends Endocrinol Metab* 20 (4): 147-152.
- Lefrançois L (1997). Répercussion de la position neutre de l'articulation sous-astragaliennne sur le rachis. *Bulletin Rééducation Posturale Globale* 59 (septembre): 8-11.
- Legaye J et Jacqmin N (1998). L'asymétrie pelvienne des sujets scoliotiques/The pelvic asymmetry of the scoliotics. *Rachis* 10(2): 83-88.
- Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG, Blanke K (2001a). Adolescent idiopathic scoliosis. A new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 83-A (8): 1169-1181.
- Lenke LG, Engsborg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH (2001b). Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 26 (14, July 15): E330-E337.
- Lenke LG, Betz RR, Clements D, Merola A, Haheer T, Lowe T, Newton P, Bridwell KH, Blanke K (2002). Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis - Does classification correlate with treatment? *Spine* 27(6): 604-611.
- Lenke LG (2003). Anterior endoscopic discectomy and fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 28 (15): S36-S43.
- Lenssinck MLB, Frijlink AC, Berger MY, Bierma-Zeinstra SMA, Verkerk K, Verhagen AP (2005). Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: A systematic review of clinical trials. *Phys Ther* 85 (12): 1329-1339.

- Levangie PK, Norkin CC (2001). Joint structure and function. A comprehensive analysis. 3e Édition, F.A. Davis Company, Philadelphia.
- Levy A, Goldberg MS, Mayo NE, Hanley J, Poitras B (1996). Reducing the Lifetime Risk of Cancer From Spinal Radiographs Among People With Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 21(13): 1540-1547.
- Lev-Wiesel R, Nuttman-Shwartz O, Sternberg R (2006). Peer rejection during adolescence: Psychological long-term effects - A brief report. *Journal of Loss and Trauma* 11: 131-142.
- Lieber RL, Steinman S, Barrash IA, Chambers H (2004). Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. *Muscle Nerve* (May): 615-627.
- Lindeman M et Behm K (1999). Cognitive strategies and self-esteem as predictors of brace-wear noncompliance in patients with idiopathic scoliosis and kyphosis. *J Pediatr Orthop* 19: 493-499.
- Link CS, Nicholson GQ, Shaddeau SA, Birch R, Gossman MR (1990). Lumbar curvature in standing and sitting in two types of chairs: Relationship of hamstring and hip flexor muscle length. *Phys Ther* 70 (10): 611-618.
- Lonner BS, Auerbach JD, Sponseller P, Rajadhyaksha AD, Newton PO (2010). Variations in pelvic and other sagittal spinal parameters as a function of race in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*: Sous presse.
- Lonstein JE et Carlson JM (1884). The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J Bone Joint Surg Am* 66: 1061-1071.
- Lopes EA, Fanelli-Galvani A, Prisco CCV, Gonçalves RC, Jacob CMA, Cabral ALB, Martins MA, Cavalho CRF (2007). Assessment of muscles shortening and static posture in children with persistent asthma. *Eur J Pediatr* 166: 715-721.
- Lopez-Minarro PA, de Baranda Andujar PS, Rodríguez-García PL (2009). A comparison of the sit-and-reach test and the back-saver sit-and-reach test in university students. *Journal of Sports Science and Medicine* 8: 116-122.
- Lopez-Minarro PA et Alacid F (2009). Influence of hamstring muscle extensibility on spinal curvatures in young athletes. *Sciences & Sports*: Sous presse.

- Lovell FW, Rothstein JM, Personius WJ (1989). Reliability of clinical measurements of lumbar lordosis taken with a flexible rule. *Phys Ther* 69 (2): 96-103.
- Lowe TG, Edgar M, Margulies JY, Miller NH, Raso VJ, Reinker KA, Rivard CH (2000). Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *J Bone Joint Surg* 82-A (8): 1157-1168.
- MacLean WE, Green NE, Pierre CB, Ray DC (1989). Stress and coping with scoliosis: Psychological effects on adolescents and their families. *J Pediatr Orthop* 9: 257-261.
- Mac-Thiong JM, Labelle H, Charlebois M, Huot MP, de Guise JA (2003). Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adolescent idiopathic scoliosis according to the coronal curve type. *Spine* 28 (13): 1404-1409.
- Mac-Thiong, J. M., Y. Petit, C. E. Aubin, S. Delorme, J. Dansereau, H. Labelle (2004). Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces. *Spine* 29 (1): 26-32.
- MacThiong J-M (2007). Morphologie sacro-pelvienne et équilibre spino-pelvien sagittal dans le spondylolisthésis lombosacré pédiatrique : développement d'un modèle postural. Département de Chirurgie, Faculté de Médecine, Montréal, Université de Montréal.
- Mac-Thiong JM, Transfeldt EE, Mehbod AA, Perra JH, Denis F, Garvey TA, Lonstein JE, Wu C, Dorman CW, Winter RB (2009). Can C7 plumbline and gravity line predict health related quality of life in adult scoliosis? *Spine* 34(15): E519-E527.
- Mahaudens P, Thonnard JL, Detrembleur C (2005). Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J* 5 (4): 427-33.
- Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny, Banse X (2009). Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J* 18 (8): 1160-1168.
- Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny M, Banse X (2010). Gait in thoracolumbar/lumbar adolescent idiopathic scoliosis: effect of surgery on gait mechanisms. *Eur Spine J*: Sous presse.

- Mannion AF, Meier M, Grob D, Müntener M (1998). Paraspinal muscle fiber type alterations associated with scoliosis: an old problem revisited with new evidence. *Eur Spine J* 7: 289-293.
- Massion J et Woollacott MH (1996). Posture and equilibrium. Dans : *Clinical disorders of balance, posture and gait*. AM Bronstein, T. Brandt, MH Woollacott, eds Arnold, London :1-18.
- Masso PD et Gorton GE (2000). Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system. *Spine* 25 (4): 457-462.
- McEvoy MP et Grimmer K (2005). Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskeletal Disorders* 6: 35.
- McLean IP, Gillan MGC, Ross JC, Aspden RM, Porter RW (1996). A comparison of methods for measuring trunk list. A simple plumbline is the best. *Spine* 21(14): 1667-1670.
- McIlroy WE et Maki BE (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clin Biomech* 12 (1): 66-70.
- Meier MP, Klein MP, Krebs D, Grob D, Müntener M (1997). Fiber transformations in multifidus muscle of young patients with idiopathic scoliosis. *Spine*, 23 (20), 2357-2364.
- Maguire J, Madigan R, Wallace S, Leppanen R, Draper V (1993). Intraoperative long-latency reflex activity in adolescent idiopathic scoliosis demonstrates abnormal central processing. A possible cause of idiopathic scoliosis. *Spine* 18 (12): 1621-1626.
- Mayer TG, Kondraske G, Brady Beals S, Gatchel RJ (1997). Spinal range of motion. Accuracy and sources of error with inclinometer measurement. *Spine* 22 (17): 1976-1984.
- Meier MP, Klein MP, Krebs D, Grob D, Müntener M (1997). Fiber transformations in multifidus muscle of young patients with idiopathic scoliosis. *Spine* 23 (20), 2357-2364.

- Miñarro PA, Andújar PS, García PL, Toro EO (2007). A comparison of the spine posture among several sit-and-reach test protocols. *J Sci Med Sport* 10 (6): 456-462.
- Mior SA, Kopansky-Giles DR, Crowther ER, Wright JG (1996). A comparison of radiographic and electrogoniometric angles in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 21(13): 1549-1555.
- Miramand Y (1991). Principe et technique de rééducation tridimensionnelle de la scoliose idiopathique. Dans : *La Scoliose. Vingt années de recherche et d'expérimentation*. GKTS. Sauramps Medical, Montpellier: 69-85.
- Mirovski Y, Blankstein A, Shlamkovitch N (2006). Postural control in patients with severe idiopathic scoliosis: A prospective study. *J Pediatr Orthop* 15: 168-171.
- Mollon G et Rodot JC (1986). Scolioses structurales mineures et kinésithérapie. Étude statistique comparative des résultats. *Kinésithérapie Scientifique* 244: 47-56.
- Moreau, A, Wang DS, Forget S, Azeddine B, Angeloni D, Fraschini F, Labelle H, Poitras B, Rivard CH, Grimard G (2004). Melatonin signaling dysfunction in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 29 (16): 1772-81.
- Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am* 72 (3): 320-7.
- Murrell GAC, Coonrad RW, Moorman CT, Fitch RD (1993). An assessment of the reliability of the scoliometer. *Spine* 18(6): 709-712.
- Nachemson AL, Peterson LE, Sweden G (1995). Effectiveness of treatment with brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 77-A (6): 815-822.
- Nadeau S, Kovacs S, Gravel D, Piotte F, Moffet H, Gagnon D, Hébert LJ (2007). Active movement measurements of the shoulder girdle in healthy subjects with goniometer and tape measure techniques: A study on reliability and validity. *Physiother Theory Pract* 23 (3): 179-187.
- Nash CL Jr et Moe JH (1969). A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg Am* 51-A (March): 223-229.

- Nault M-L, Allard P, Hinse S, Leblanc R, Caron O, Labelle H, Sadeghi H (2002). Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 27 (17): 1911-1917.
- Negrini S, Negrini A, Atanasio S, Carabalona R, Grosso C, Santambrogio GC, Sibilla P (2001). Postural variability of clinical parameters evaluated in orthostatic position in idiopathic scoliosis. *Eur Med Phys* 37: 135-142.
- Negrini, S., C. Fusco, S. Minozzi, S. Atanasio, F. Zaina, Romano M (2008). Exercises reduce the progression rate of adolescent idiopathic scoliosis: results of a comprehensive systematic review of the literature. *Disabil Rehabil* 30(10): 772-85.
- Newton RU et Neal RJ (1994). Three-dimensional quantification of human standing posture. *Gait Posture* 2: 205-212.
- Newton PO, Faro FD, Gollogly S, Betz RR, Lenke LG, Lowe TG (2005). Results of preoperative pulmonary function testing of adolescents with idiopathic scoliosis. A study of six hundred and thirty-one patients. *J Bone Joint Surg Am* 87(9): 1937-46.
- Ng J K-F, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M (1998). Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 27 (6): 389-402.
- Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, Harrison DE, Perron DL, Ferrantelli JR, Janik TJ (2007). Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 15: 15.
- O'Connor PD, Robinson ME, Shirley FR, MacMillan M (1993). The effect of marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis. *Phys Ther* 73 (7): 478-483.
- Ogon M, Giesinger K, Behensky H, Wimmer C, Nogler M, Bach CM, Krismer M (2002). Interobserver and intraobserver reliability of Lenke's new scoliosis classification system. *Spine* 27(8): 858-863.
- Ollier M (1989). Le fil d'Ariane. *Rééducation Posturale Globale* 28 (Décembre): 4-15.
- Organisation mondiale de la santé. Classification internationale du handicap, du fonctionnement et de la santé : CIH-2, <http://www.who.int/icidh>, 2000.

- O'Sullivan P, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Möller NE, Richards KV (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine* 27(11): 1238-1244.
- O'Sullivan P, Dankaerts W, Burnett A, Chen D, Booth R, Carlsen C, Schultz A (2006). Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine* 31(17): 2009-2016.
- Oxborrow NJ (2000). Assessing the child with scoliosis: the role of surface topography. *Arch Dis Child* 83: 453-455.
- Papin P, Labelle H, Delorme, Aubin C-E, de Guise JA, Dansereau J (1999). Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 8: 16-21.
- Parent S, Newton PO, Wenger DR (2005). Adolescent idiopathic scoliosis: Etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instr Course Lect* 54: 529-536.
- Paul JA et Douwes M (1993). Two-dimensional photographic posture recording and description: a validity study. *Appl Ergon* 24 (2): 83-90.
- Pazos V, Cheriet F, Song L, Labelle H, Dansereau J (2005). Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Med Biol Eng Comput* 43: 11-15.
- Pazos V, Cheriet F, Dansereau J, Ronsky J, Zernicke RF, Labelle H (2007). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstruction. *Eur Spine J* 16: 1882-1891.
- Perdriolle R et Vidal J (1985). Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. *Spine* 10 (9): 785-791.
- Perdriolle R, Becchetti S, Vidal J, Lopez P (1993). Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. *Spine* 18 (3): 343-349.
- Pérennou DA, Amblard B, Leblond C, Pélissier J (1998). Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett* 252: 75-78.
- Perry M, Smith A, Straker L, Coleman J, O'sullivan P (2008). Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Advances in Physiotherapy* 10: 66-75.

- Peterson L-E et Nachemson AL (1995). Prediction of progression of the curve in girls who have adolescent idiopathic scoliosis of moderate severity. *J Bone Joint Surg Am* 77-A (6): 823-27.
- Pham VM, Houlliez A, Carpentier A, Herbaux B, Schill A, Thevenon A (2008). Determination of the influence of the Chêneau brace on quality of life for adolescent with idiopathic scoliosis. *Annales de réadaptation et de médecine physique* 51: 3-8.
- Pilon F, Gravel D, Nadeau S, Arsenault B, Tremblay L (2004). Influence de la lordose thoraco-lombaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire de la cheville. *Physio-Québec* 29 (1): 16-17.
- Piotte F, Gravel D, Nadeau S, Hélène Moffet, Caroline Bédard (2007). Reliability of arthrometric measurement of shoulder lateral rotation movement in healthy subjects. *Physiother Theory Pract* 23 (3): 169-178.
- Ponseti IV et Friedman B (1950). Prognosis in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 32: 381-395.
- Porter RW (2001). The pathogenesis of idiopathic scoliosis: Uncoupled neuro-osseous growth? *Eur Spine J* 10: 473-481.
- Portney LG et Watkins MP (2000). *Foundations of Clinical Research; Applications to Practice*. Second edition, Eds. Julie Alexander, Upper Saddle River.
- Potter BK, Kuklo TR, Lenke LG (2005). Radiographic outcomes of anterior spinal fusion versus posterior spinal fusion with thoracic pedicle screws for treatment of Lenke type I adolescent idiopathic scoliosis curves. *Spine* 30 (16): 1859-1866.
- Poussa M et Mellin G (1992). Spinal mobility and posture in adolescent idiopathic scoliosis at three stages of curve magnitude. *Spine* 17 (7): 757-760.
- Pownall PJ, Moran RW, Stewart AM (2008). Consistency of standing and seated posture of asymptomatic male adults over a one-week interval: A digital camera analysis of multiple landmarks. *Int J Osteopath Med* 11: 43-51.
- Propst-Proctor SL et Bleck EE (1983). Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *J Pediatr Orthop* 3: 344-346.

- Puno RM, An KC, Puno RL, Jacob A, Chung SS (2003). Treatment recommendations for idiopathic scoliosis. An assessment of the Lenke classification. *Spine* 28 (18): 2102-2115.
- Raine S et Twomey L (1994a). Attributes and qualities of human posture and their relationship to dysfunction or musculoskeletal pain. *Crit Rev Phys and Rehabil Med* 6 (4): 409-437.
- Raine S et Twomey LT (1994b). Validation of a non-invasive method of measuring the surface curvature of the erect spine. *J Man Manip Ther* 2 (1): 11-21.
- Raine SA (1995). Variations of a series of physical characteristics related to the comfortable erect standing posture and how these are affected by age, gender, back pain and physical activity (dissertation). Perth (Western Australia); Curtin University of Technology.
- Raine S et Twomey LT (1997). Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch Phys Med Rehabil* 78 (November): 1215-1223.
- Ramirez N, Johnston CE, Browne RH (1997). The prevalence of back pain in children who have idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 79-A (3): 364-368.
- Raso VJ, Lou E, Hill D, Mahood JK, Moreau M, Durdle NG (1998). Trunk distortion in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 18 (2): 222-226.
- Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech* 21: 89-98.
- Refshauge K, Goodsell M, Lee M (1994). Consistency of cervical and cervico thoracic posture in standing. *Aust J Physiother* 40 (4): 235-240.
- Remes V, Helenius I, Schlenzka D, Yrjonen T, Ylikoski M, Poussa M (2004). Cotrel-Dubousset (CD) or Universal Spine System (USS) instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis (AIS). Comparison of Midterm clinical, functional, and radiologic outcomes. *Spine* 29 (18): 2024-2030.
- Reuber M, Schultz A, McNeil T, Spencer D (1983). Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine* 8 (5): 447-456.

- Richards BS, Sucato DJ, Konigsberg DE, Ouellet JA (2003). Comparison of reliability between the lenke and king classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured. *Spine* 28 (11): 1148-1157.
- Rivett L, Rothberg A, Stewart A, Berkowitz R (2009). The relationship between quality of life and compliance to a brace protocol in adolescents with idiopathic scoliosis: A comparative study. *BMC Musculoskel Disord* 10(5): 1-6
- Robinson I, Dyson R, Halson-Brown S (2001). Reliability of clinical and radiographic measurement of rearfoot alignment in a patient population. *The Foot* 11: 2-9.
- Rodriguez PL, Santonja FM, Lopez-Minarro PA, Sainz de Baranda P, Juste JL (2008). Effect of physical education training programme on seat-and-reach score in schoolchildren. *Sciences & Sports* 23 (3-3): 170-175.
- Roebroek ME, Hariaar J, Lankhorst GJ (1993). The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Phys Ther* 73 (6): 386-395.
- Rothstein JM et Echternach JL (1993). *Primer on measurement: an introductory guide to measurement issues*. American Physical Therapy Association: 51 p.
- Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud É, Labelle H, Weidenbaum M (2006). Sagittal alignment of the spine and pelvis in the presence of L5-S1 isthmic lysis and low-grade spondylolisthesis. *Spine* 31 (21): 2484-2490.
- Roy-Beaudry, M., M. Beausejour, J. Joncas, M. Forcier, S. Bekhiche, H. Labelle, G. Grimard and S. Parent (2010). Validation and Clinical Relevance of a French-Canadian Version of the Spinal Appearance Questionnaire in Adolescent Patients. *Spine*: Sous presse.
- Sahrmann SA (2002). *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. Ed. MosbyInc, St.Louis, MO.
- Sanders JO, Polly DW, Cats-Baril W, Jones J, Lenke LG, O'Brien MF, Richards BS, Sucato DJ (2003). Analysis of patient and parent assessment of deformity in idiopathic scoliosis using the Walter Reed Visual Assessment Scale. *Spine* 28 (18): 2158-2163.

- Sapountzi-Krepia D, Valavanis J, Panteleakis GP, Zangana DT, Vlachojiannis PC, Sapkas GS (2001). Perceptions of body image, happiness and satisfaction in adolescents wearing a Boston brace for scoliosis treatment. *J Adv Nurs* 35 (5): 683-690.
- Schmid EC, Aubin CE, Moreau A, Sarwark J, Parent S (2008). A novel fusionless vertebral physal device inducing spinal growth modulation for the correction of spinal deformities. *Eur Spine J* 17: 1329-1335.
- Schmitz A, Jaeger UE, Koenig R, Kandyba J, Wagner UA, Giesecke J, Schmitt O (2001). A new MRI technique for imaging scoliosis in the sagittal plane. *Eur Spine J* 10: 114-117.
- Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy JP (2006). Gravity line analysis in adult volunteers. Age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine* 31 (25): E959-E967.
- Schwender JD et Denis F (2000). Coronal plane imbalance in adolescent idiopathic scoliosis with left lumbar curves exceeding 40 degrees: the role of the lumbosacral hemicurve. *Spine* 25 (18): 2358-63.
- Shavelson RJ et Webb NM, (1991). *Generalizability Theory A primer*. Eds. Sage publications, Beverly Hills.
- Shimode M, Ryouji A, Kozo N (2003). Asymmetry of premotor time in the back muscles of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 28 (22): 2535-2539.
- Shroff H et Thompson JK (2006). Peer influences, body-image dissatisfaction, eating dysfunction and self-esteem in adolescent girls. *J Health Psychol* 11(4): 533-551.
- Shrout PE et Fleiss JL (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86: 420-428.
- Shultz SJ, Nguyen A-D, Windley TC, Kulas AS, Botic TL, Beynon BD (2006). Intratester and intertester reliability of clinical measures of lower extremity anatomic characteristics: Implications for multicenter studies. *Clin J Sport Med* 16 (2): 155-161.
- Sih BL, Hubbard M, Williams KR (2001). Correcting out-of-plane errors in two-dimensional imaging using nonimage-related information. *J Biomech* 34: 257-260.

- Simoneau M, Richer N, Mercier P, Allard P, Teasdale N (2006-a). Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent. *Exp Brain Res* 170: 576-582.
- Simoneau M, Mercier P, Blouin J, Allard P, Teasdale N (2006b). Altered sensory-weighting mechanisms is observed in adolescents with idiopathic scoliosis. *Bio Med Central* 7 (68): 1-9.
- Sirca A, Kostevc V (1985). The fiber type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *J Anat* 141: 131-137.
- Smania N, Picelli A, Romano M, Negrini S (2008). Neurophysiological basis of rehabilitation of adolescent idiopathic scoliosis. *Disabil and Rehabil* 30: 763-771.
- Smidt GL, Van Meter SE, Hartman MD, Messaros SE, Rubsam DL, Welk KA (1994). Spine configuration and range of motion in normals and scoliotics. *Clin Biomech* 9 (5): 303-309.
- Smith A, O'Sullivan P, Straker L (2008). Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine* 33 (19): 2101-2107.
- Snowdon N, Scott O (2005). Perception of vertical and postural control following stroke: A clinical study. *Physiotherapy* 91: 165-170.
- Souchard PE (1981). *Le champ clos*. Ed. Maloine S.A Paris.
- Souchard PE et Ollier M (2002). *Les scolioses*. Paris, Éditions Masson.
- Stöckl D, Rodríguez Cabaleiro D, Van Uytvanghe K, Thienpont LM (2004). Interpreting Method Comparison Studies by Use of the Bland-Altman Plot: Reflecting the Importance of Sample Size by Incorporating Confidence Limits and Predefined Error Limits in the Graphic. *Clinical Chemistry* 50: 2216-2218.
- Stokes I, Aronson D, Ronchetti PJ, Labelle H, Dansereau J (1993). Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: Bigger is not always better. *J Spinal disord* 6 (4): 333-338.
- Stokes I et Gardner-Morse MS (2004). Muscle activation strategies and symmetry of spinal loading in the lumbar spine with scoliosis. *Spine* 29 (19): 2103-2107.

- Sylvestre PL, Villemure I, Aubin CE (2007). Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model. *Med Bio Eng Comput* 45: 877-988.
- Takemitsu M, Bowen JR, Rahman T, Glutting JJ, Scott CB (2004). Compliance monitoring of brace treatment for patients with idiopathic scoliosis. *Spine* 29 (18): 2070-2074.
- Taylor BA, Ellis E, Haran D (1995). The reliability of measurement of postural alignment to assess muscle tone change. *Physiotherapy*: 485-490.
- Theologis TN, Fairbank JCT, Turner-Smith AR, 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* 22 (11): 1223-28.
- Thodberg HH (2009). An automated method for determination of bone age. *J Clin Endocrinol Metab* 94 (7): 2239-2244.
- Trontelj JV, Dimitrijevic MR (1979). Segmental neurophysiological mechanisms in scoliosis. *J Bone Joint Surgery* 61-B (3), 310-313.
- Tunnell PW (1996). Postural evaluation of the muscular system through visual inspection. *J Bodyw Mov Ther* October: 21-27.
- Tyson S (2003). A systematic review of methods to measure posture. *Phys Ther Rev* 8: 45-50.
- Tyson SF et DeSouza LH (2003). A clinical model for the assessment of posture and balance in people with stroke. *Disabil and Rehabil* 25 (3): 120-126.
- Ugwonali OF, Lomas G, Choe JC, Hyman JEH, Lee FY, Vitale MG, Roye DP (2004). Effect of bracing on the quality of life of adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine* J 4: 254-260.
- Upasani VV, Tis J, Bastrom T, Pawelek J, Marks M, Lonner B, Crawford A, Newton PO (2007). Analysis of sagittal alignment in thoracic and thoracolumbar curves in adolescent idiopathic scoliosis. How do these two curve types differ? *Spine* 32 (12): 1355-1359.

- Vanderhaegen JC (2000). La scoliose idiopathique - Apport de la kinésithérapie associée au traitement orthopédique. Éditions Frison-Roche.
- Van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Schreve K (2008). Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: A reliability and validity study. *BMC Musculoskel Disord* 9: 113.
- Vanwanseele B, Parker D, Coolican M (2009). Frontal knee alignment. Three-dimensional marker positions and clinical assessment. *Clin Orthop Relat Res* 467: 504-509.
- Vedantam R, Lenke LG, Bridwell KH, Linville DL (2000). Comparison of push-prone and lateral-bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in thoracolumbar and lumbar scoliotic curves. *Spine* 25 (1): 76-81.
- Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ (2000). The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. *Eur Spine J* 9: 178-84.
- Veldhuisen AG, Cheung J, Bulthuis GJ, Nijenbanning G (2002). A new orthotic device in the non-operative treatment of idiopathic scoliosis. *Med Eng Phys* 24: 209-218.
- Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypothesis. *Eur Spine J* 13: 83-90.
- Wang C-H, Hsueh I-P, Sheu C-F, Hsieh C-I (2005). Discriminative, predictive, and evaluative properties of a trunk control measure in patients with stroke. *Phys Ther* 85 (9): 887-894.
- Warner WC Jr (2001). Juvenile idiopathic scoliosis. *The Pediatric Spine: Principles and practice*, 2nd ed., edited by Stuart L. Weinstein. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia: 329-3345.
- Wasylenko M, Skinner SR, Perry J, Antonelli DJ (1983). An analysis of posture and gait following spinal fusion with Harrington instrumentation. *Spine* 8 (8): 840-845.
- Watson AWS et Mac Donncha C (2000). A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness* 40: 260-270.

- Weinstein SL (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: natural history. *The Pediatric Spine: Principles and practice*, 2nd ed., edited by Stuart L. Weinstein. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia: 355-369.
- Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JCY, Danielsson A, Morcuende JA (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet* 371: 1527-1537.
- Weir JP (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 19 (1): 231-240.
- Wescott SL, Lowes LP, Richardson PK (1997). Evaluation of postural stability in children: Current theories and assessment tools. *Phys Ther* 77 (6): 629-645.
- Wever DJ, Veldhuizen AG, Klein JP, Webb J.K., Nijenbanning G, Cool JC, v Horn JR (1999). A biomechanical analysis of the vertebral and rib deformities in structural scoliosis. *Eur Spine J* 8: 252-260.
- Wever DJ, Tonseth KA, Veldhuizen AG, Cool JC, van Horn JR (2000). Curve progression and spinal growth in brace treated idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 377:169-79.
- Widhe T (2001). Spine: posture, mobility and pain. A longitudinal study from childhood to adolescence. *Eur Spine J* 10: 118-123.
- Wiley JW, Thomson JD, Mitchell TM, Smith BG, Banta JV (2000). Effectiveness of the Boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 25 (18): 2326-2332.
- Williams JM et Currie C (2000). Self-esteem and physical development in early adolescence: pubertal timing and body image. *J Early Adolesc* 20 (2): 129-149.
- Woollacott MH, Shumway-Cook A (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: What are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity* 12 (2-3), 211-219.
- Wong MS et Liu WC (2003). Critical review on non-operative management of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int* 27: 242-253.
- Wong WI, Wong MS, Lo ML (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. *Prosthet Orthot Int* 31 (1): 62-75.

- Yamauchi Y, Yamaguchi T, Asaka Y (1988). Prediction of curve progression in idiopathic scoliosis based on initial roentgenograms. A proposal of an equation. *Spine* 13 (11): 1258-1261.
- Yarom R, Robin GC (1979). Studies on spinal and peripheral muscles from patients with scoliosis. *Spine* 4 (1): 12-21.
- Yates B et White S (2004). The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med* 32 (3): 772-780.
- Yekutiel M, Robin GC, Yarom R (1981). Proprioceptive function in children with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 6 (6): 560-566.
- Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Rivard CH, Prince F (2005). Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clin Biomech* 20: 483-490
- Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Prince F, Rivard CH (2008). Postural Characteristics of adolescents with idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 28 (2): 218-224.
- Zetterberg C, Björk R, Örtengen R, Anderson GBJ (1984). Electromyography of the paravertebral muscles in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 55: 304-309.
- Zetterberg C, Aniansson A, Grimby G (1983). Morphology of the paravertebral muscles in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 8 (5) : 457-462.

ANNEXE 1

Divulgation d'invention : Logiciel : Quantitative Clinical Postural Assessment Tool

DIVULGATION D'INVENTION

Avis de confidentialité :

Ce document contient de l'information qui est de nature légalement privilégiée et confidentielle. Il est destiné à l'usage exclusif de la personne à qui il est adressé. Si vous n'êtes pas le destinataire visé, vous êtes avisé par la présente que toute divulgation, reproduction, distribution ou autre utilisation de cette information est strictement interdite.

Merci d'avoir soumis votre invention/découverte à la Direction de la recherche du CHU Sainte-Justine. Veuillez s'il vous plaît remplir ce formulaire au meilleur de vos connaissances et le retourner à la Direction de la recherche du CHU Sainte-Justine.

1. **Destinataire :** Centre de recherche du CHU Sainte-Justine.

2. **Inventeur(s) :**
 - Si nécessaire, vous pouvez joindre des pages supplémentaires.

 - Pour de plus amples informations au sujet de l'inventorship veuillez communiquer avec la Direction de la recherche.

 - La contribution intellectuelle d'ordre conceptuelle est le principal critère pour déterminer l'inventorship.

 - Ne font pas partie de la contribution intellectuelle; l'octroi simples de subventions, de matériel de recherche, tel que les modèles animaux existants et utiles à l'expérimentation du concept, l'équipement, d'aide obtenue pour les analyses statistiques de routine, les tests de routine et le fait de signaler un problème sans toutefois apporter une solution à ce problème.

2.1. Inventeur(s) /Chercheur(s) du CHU Sainte-Justine : Veuillez indiquer l'inventeur principal à l'aide d'un astérisque (*) à la fin de son nom. L'inventeur principal doit être en mesure de répondre aux questions d'ordre technologique et à l'utilité commerciale de son invention.

- | | |
|--|--|
| <p>1. Nom: <u>Fortin, Carole*</u></p> <p>Employeur : <u>CHU Sainte-Justine</u></p> <p>Dépt/Affiliation: <u>Recherche</u></p> <p>Contribution intellectuelle <u>32%</u></p> <p>Adresse personnelle: _____</p> <p>Citoyenneté: <u>Canadienne</u></p> | <p>2. Nom: <u>Feldman, Debbie</u></p> <p>Employeur : <u>Université de Montréal</u></p> <p>Dépt/Affiliation: <u>École de réadaptation</u></p> <p>Contribution intellectuelle <u>20%</u></p> <p>Adresse personnelle: _____</p> <p>Citoyenneté: <u>Canadienne</u></p> |
| <p>3. Nom: <u>Cheriet, Farida</u></p> <p>Employeur : <u>École polytechnique</u></p> <p>Dépt/Affiliation: _____</p> <p>Contribution intellectuelle <u>18%</u></p> <p>Adresse personnelle: _____</p> <p>Citoyenneté: <u>Canadienne</u></p> | <p>4. Nom: <u>Labelle, Hubert</u></p> <p>Employeur : <u>CHU Sainte-Justine</u></p> <p>Dépt/Affiliation: <u>Chirurgie/</u>
<u>Recherche</u></p> <p>Contribution intellectuelle <u>18%</u></p> <p>Adresse personnelle: _____</p> <p>Citoyenneté: <u>Canadienne</u></p> |
| <p>5. Nom: <u>Alexandrescu, Ionut</u></p> <p>Employeur : _____</p> <p>Dépt/Affiliation: _____</p> <p>Contribution intellectuelle <u>12%</u></p> <p>Adresse personnelle: _____</p> <p>Citoyenneté: <u>Canadienne</u></p> | <p>6. Nom: _____</p> <p>Employeur : _____</p> <p>Dépt/Affiliation: _____</p> <p>Contribution intellectuelle _____ %</p> <p>Adresse personnelle: _____</p> <p>Citoyenneté: _____</p> |

- 2.2. Co-inventeur(s) ne faisant pas partie du personnel du CHU Sainte-Justine ou de l'Université de Montréal :** Veuillez décrire brièvement le type de contribution intellectuelle de la part de ces co-inventeurs.

3. Titre de l'invention/découverte :

Logiciel : Quantitative clinical postural assessment tool

(Y a t'il un lien avec une invention antérieure? Si oui, veuillez fournir des informations additionnelles.)

- 4. Habilitation de l'Invention/Découverte : Avez-vous démontré que l'invention fonctionne tel que prévu?** (i.e. résultats des tests effectués, élaboration d'un prototype de travail.)

Date du 1^{er} essai concluant:

Mai 2008
Étude de fidélité

Données décrites dans:

Article en préparation

(N^o cahier de note, page, dossier, rapport, etc.)

Non (travaux en cours)

Non (aucun travail n'a été fait, projet au stade d'idée seulement)

5. Brève description de l'invention/découverte. (De quoi s'agit-il? À quoi sert-elle? Pourquoi a t'elle été inventée? Peut-elle être utilisée dans une application diagnostique, thérapeutique, ou autre? S'agit-il d'un nouveau procédé ou composé ou d'un un instrument?)

Il s'agit d'un logiciel permettant de quantifier la posture par le calcul d'indices posturaux représentant les différents segments corporels (tête et cou, épaules et

omoplates, région thoracique, région lombaire, bassin et membres inférieurs).

Ce logiciel possède une interface graphique interactive qui permet de sélectionner un marqueur et de le positionner sur un repère anatomique correspondant sur une photographie d'un sujet donné.

Cette interface contient une liste spécifique de marqueurs pour chacune des vues (antérieure, postérieure ou latérale droite et gauche) correspondant au nom des repères anatomiques. L'opérateur peut aller d'une vue à l'autre et choisir les marqueurs appropriés pour le calcul de chaque indice postural.

Lorsque tous les marqueurs servant au calcul d'un angle sont sélectionnés, cet angle s'affiche automatiquement sur l'écran (voir Annexe I).

L'opérateur peut par la suite enregistrer les données et obtenir un rapport détaillé de tous les indices posturaux mesurés (voir Annexe II).

6. Selon vous quel serait l'usage commercial de votre invention/découverte?

Cet outil est destiné aux différents professionnels de la santé qui souhaitent évaluer la posture de façon quantitative et faire un suivi dans le temps de changements au niveau de la posture attribuables à la progression d'une pathologie ou à l'efficacité d'un type d'intervention thérapeutique.

7. **Art antérieur :** (Afin de déterminer si nous pouvons ou non protéger votre invention/découverte, il nous sera nécessaire de le comparer avec d'autres inventions actuellement connues ou disponibles. Veuillez donc nous fournir les informations pertinentes en répondant aux questions suivantes, au meilleur de vos connaissances.)

7.1. Quelles sont les limitations des inventions comparables pour laquelle votre invention/découverte apporte une amélioration et quelles sont les limites qu'elle repousse. (exemple : fonctionne plus rapidement, coût de fabrication moins élevé, diminue la production de déchets toxiques, etc.)

Les outils actuels d'évaluation de la posture ne permettent pas d'évaluer la posture de façon globale et n'utilisent pas tous les indices utiles pour permettre de caractériser certaines pathologies. De plus, à notre connaissance, ces outils n'ont pas fait l'objet d'un processus rigoureux de validation pour déterminer leurs propriétés psychométriques (fidélité, validité et sensibilité) auprès de personnes présentant des déformations morphologiques ou des problèmes d'équilibre.

7.2. Veuillez **dresser** la liste et joindre les références des inventions comparables (y compris les brevets, articles de journaux, chapitres de livres, communiqués de presse, résumés de réunions, noms des personnes concernées, etc.)

PosturePrint/ Biotonix : Analyse de déplacements posturaux (<http://www.postureprint.org/>)

8. Selon vous, quelles sont les entreprises, les compagnies ou autres sociétés qui pourraient être intéressées par votre invention/découverte?

Compagnies de produits orthopédiques (Medtronic, DePuy, etc.)

Compagnies spécialisées en analyse de la posture et du mouvement (Motion Analysis, Vicon, etc.)

9. Conception : Date où vous avez eu pour la première fois cette idée : **Mars 2005**

10. Vérification expérimentale :
- Avez-vous déjà testé votre invention par l'expérimentation? Oui Non
 - Avez-vous construit un modèle, un prototype? Oui Non

Décrivez succinctement : **Étude de fidélité et validité auprès de personnes présentant une scoliose idiopathique**

11. Date et forme du premier rapport écrit : Demande de subvention au Canadian Arthritis Network (11-05-2006)

(Date à laquelle vous avez, pour la première fois, mis sur papier votre idée ou fait les premiers essais de votre invention, registre utilisé pour les notes. Ex : cahier de note (n° et page, dossier, rapport etc.)

Les données écrites ont-elles été authentifiées?

Veillez cocher une des deux cases : Oui Non

12. Première communication publique : Avez-vous écrit ou parlé à quelqu'un de votre invention/découverte, ou avez-vous l'intention de le faire? (exemple : présentations, résumés, débats, réunions, publications.) : Oui Non

Dans l'affirmatif, veuillez fournir les détails des premières incidences.

Date : _____	Événement : _____
Mars 2007	Communication orale
Juin 2007	Communication affiche par
9 mai 2008	Communication affiche par
30 mai 2008	Communication orale

Congrès du Groupe kinésithérapique de travail sur la scoliose et le rachis, Vichy, France
Congrès WCPT, Vancouver
Journée scientifique du REPAR, Montréal
POES, Montréal

Si possible, veuillez fournir une copie de la documentation que vous avez présenté ou que vous allez présenter.

- 13. Information sur les subventions :** Puisque par contrats avec le CHU Sainte-Justine la plupart des commanditaires ont certains droits sur la propriété intellectuelle et demandent une déclaration lorsqu'une invention est développée, il est donc important de déclarer toutes les sources de subventions utilisées pour la conception, la production, et l'habilitation de l'invention/découverte. Par conséquent, vous devez indiquer toutes les sources de subventions pertinentes.

Commanditaires / Organismes	No de subvention	Période		Chercheur(s)
		Débutant le	Finissant le	
Réseau canadien de l'arthrite	06-DAP-Feldman	01-10-2006	31-12-2008	D. Feldman F. Cheriet H. Labelle
REPAR	08-09DMS-13	01-05-2008	01-05-2009	D. Feldman F. Cheriet H. Labelle C. Tanaka
Centre de recherche CHU Sainte-Justine		30-10-2008	30-10-2009	D. Feldman F. Cheriet H. Labelle M. Lemay

Un contrat de recherche a t'il été signé? oui, avec : _____
 Non
 ne sais pas

Si un contrat a été signé, vous devez nous en faire parvenir une copie si ce n'est pas déjà fait.

14. Signatures : Tous les chercheurs/inventeurs doivent signer.

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

Signature : _____ Date : _____

De par les signatures ci-dessus et en accord avec les politiques de l'Hôpital Sainte-Justine, les partis concernés cèdent à l'Hôpital Sainte-Justine tous les droits sur la propriété intellectuelle, les intérêts et les titres de cette invention. Les signataires reconnaissent avoir pris connaissances des politiques applicables.

15. Témoins : (Au moins une personne non-associée directement à l'invention.)

Signature : _____

Nom, Prénom (majuscules) : _____

Date : _____

Signature : _____

Nom, Prénom (majuscules) : _____

Date : _____

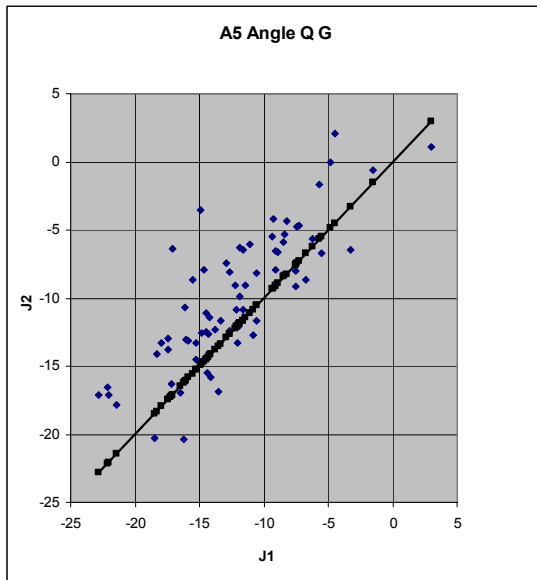
ANNEXE 2

Tableaux et figures complémentaires

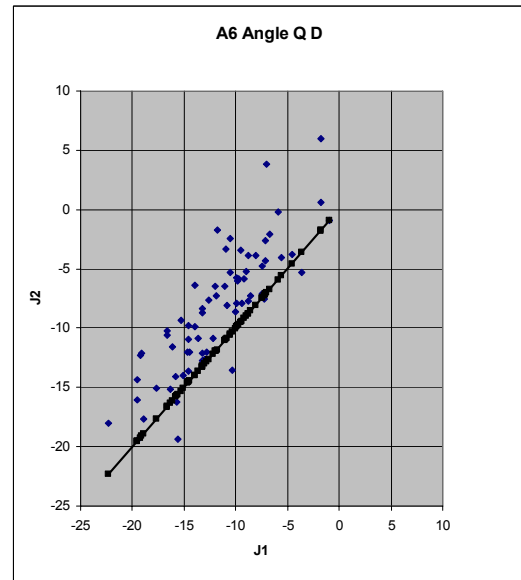
Tableau 4 Étude-G: Sources de variance

Indices de Posture	Sources de variance (%)						
	P	J	S	PJ	PS	JS	PJS,e
Horizontalité du regard (Frontal)	89.85	0	0	1.63	2.04	0	6.48
Inclinaison latérale de la tête	89.91	0	0	1.39	2.49	0	6.21
Horizontalité du regard (Sagittal) D	82.59	0.65	0.04	0	3.45	0	13.27
Horizontalité du regard (Sagittal) G	88.80	0	0	1.65	1.33	0.06	8.16
Protraction de la tête D	92.95	0.16	0	1.21	1.52	0	4.16
Protraction de la tête G	91.54	0.02	0	0	1.45	0	6.99
Lordose cervicale	78.66	0.94	0	4.18	0	0.13	16.10
Élévation des épaules	92.69	0	0	0.60	2.08	0.03	4.60
Protraction épaule D	81.15	1.79	0	3.47	0	0	13.59
Protraction épaule G	84.72	0	0	1.39	0.35	0	13.55
Asymétrie omoplates	88.25	0.30	0	1.70	2.27	0.17	7.32
Angle de taille D	98.39	0.03	0.01	0.20	0.46	0	0.91
Angle de taille L	98.45	0.01	0	0.02	0.20	0.01	1.32
Déjettement C7-S1	95.29	0	0.01	1.10	0.72	0	2.87
Scoliose 1	93.32	2.33	0	1.67	0.26	0	2.42
Angle thoracique frontal	87.53	1.83	0	0.84	0.85	0.14	8.82
Cyphose thoracique	95.07	0	0	2.11	0.42	0.10	2.31
Scoliose 2	83.33	0	0	2.04	0.32	0	14.32
Angle lombaire frontal	66.68	0	0	9.87	0	0	23.46
Lordose lombaire	92.16	0.10	0	1.86	0	0	5.89
Bascule frontal bassin (face)	71.66	3.51	0	6.38	2.43	0.12	15.90
Bascule frontal bassin (dos)	80.65	0.37	0.02	1.61	0	0	17.35
Bascule sagittale bassin D	86.71	0	0.12	1.32	1.93	0	9.92
Bascule sagittale bassin G	86.27	0.99	0.11	1.15	3.25	0	8.23
Angle frontal genou D	91.28	2.45	0	0.79	0.55	0	4.93
Angle frontal genou G	92.64	0.05	0	0.34	0.36	0	6.60
Angle Q D	62.73	16.68	0	3.53	0	0	17.06
Angle Q G	64.27	8.27	0	5.76	2.95	0.29	18.46
Varus genou	97.60	0	0.03	1.17	0.35	0	0.85
Valgus genou	99.04	0	0.01	0.26	0.06	0	0.62
Angle sagittal genou D	87.47	0.10	0	3.23	0	0	9.20
Angle sagittal genou G	86.46	0.24	0.05	3.00	0.55	0	9.70
Angle Tibio-calcanéen D	50.68	19.16	0	1.16	8.24	0	20.76
Angle Tibio-calcanéen G	52.72	7.36	0	8.61	3.37	0	27.92

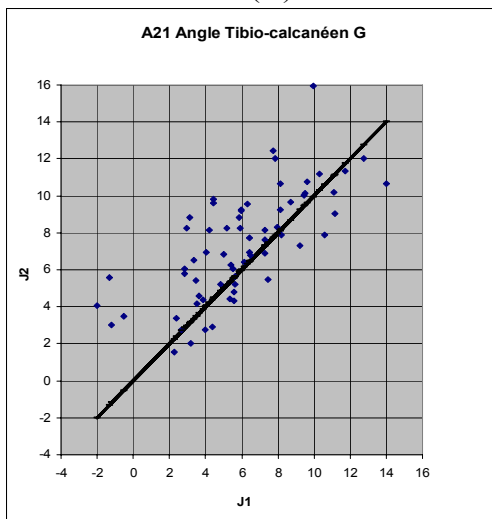
Figures complémentaires



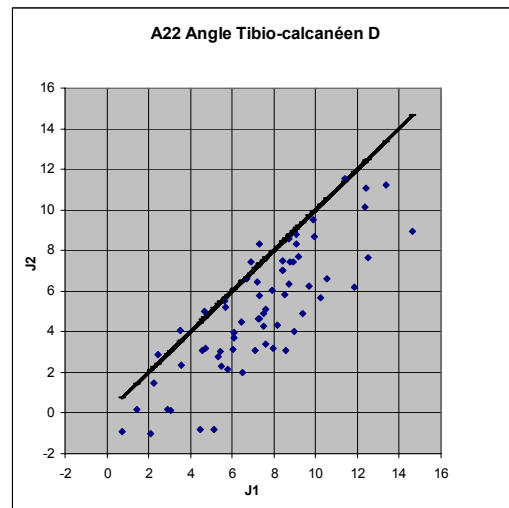
(A)



(B)

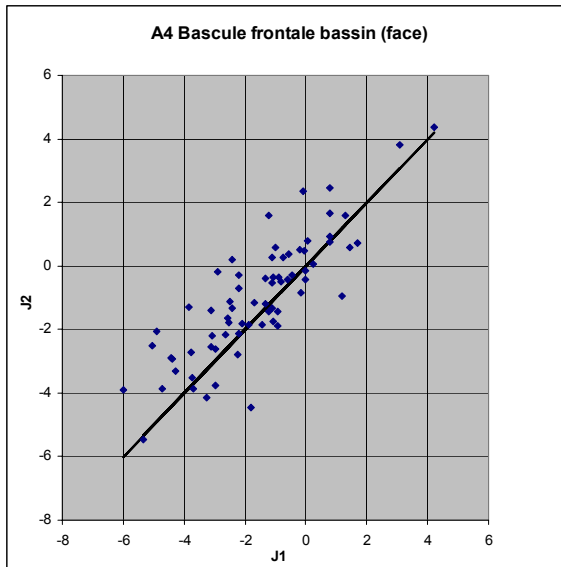


(C)

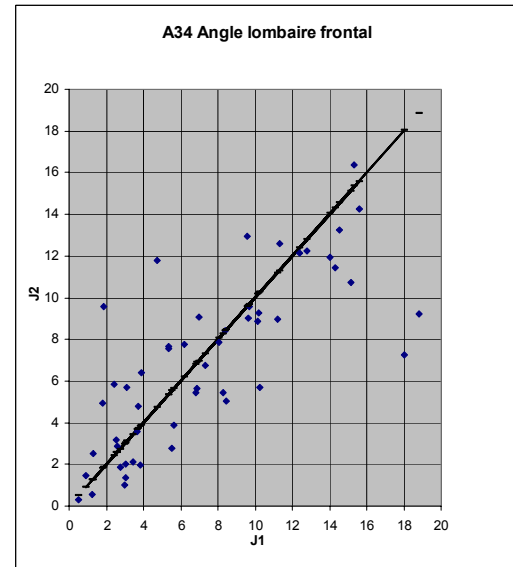


(D)

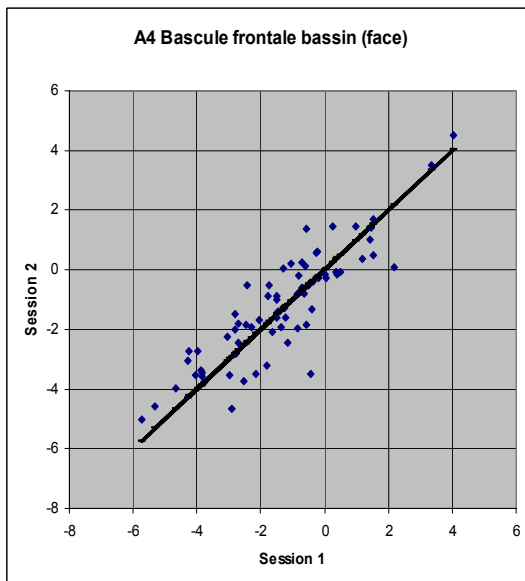
Figure A.1 Graphiques démontrant un effet systématique au niveau des juges pour les quatre IP. Pour les angles A5 (A) et A 6 (B), le juge 2 avait des mesures systématiquement plus élevées que le juge 1. Pour les angles A21 (C) et A22 (D) cet effet n'est pas constant d'un côté à l'autre.



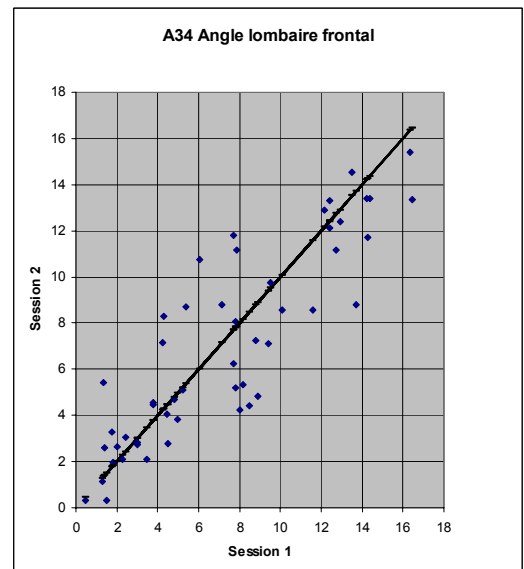
(A)



(B)



(C)



(D)

Figure A.2 Graphiques démontrant un effet systématique au niveau des juges pour l'indice A4 (A). Les graphiques B, C et D démontrent une distribution aléatoire des points autour de la ligne d'identité entre les juges (A34) et entre les sessions (A4 et A34).

ANNEXE 3

Version finale de l’outil quantitatif clinique d’évaluation de la posture

**Liste des indices de posture de la version finale de l'outil quantitatif clinique
d'évaluation de la posture**

Angles	Type	Face
Inclinaison Latérale Tête	Angle	Face
Élévation des Épaules	Angle	Face
Angle Frontal Genou G	Angle	Face
Angle Frontal Genou D	Angle	Face
Condyles (varus genou)	Distance	Face
Malléoles (valgus genou)	Distance	Face
Asymétrie des Omoplates	Angle	Dos
Bascule Frontale Bassin	Angle	Dos
Angle Tibio Calcanéen G	Angle	Dos
Angle Tibio Calcanéen D	Angle	Dos
Angle de Taille G	Angle	Dos
Angle de Taille D	Angle	Dos
Scoliose Angle 1	Angle	Dos
Scoliose Angle 2	Angle	Dos
Déjettement C7-S1	Distance	Dos
Horizontalité du regard (S)	Angle	Gauche
Protraction Tête	Angle	Gauche
Lordose cervicale	Angle	Gauche
Bascule Sagittale Bassin	Angle	Gauche
Angle Sagittal Genou	Angle	Gauche
Protraction Épaule	Distance	Gauche
Cyphose Thoracique*	Angle	Gauche
Lordose lombaire*	Angle	Gauche
Protraction Tête	Angle	Droite
Bascule Sagittale Bassin	Angle	Droite
Angle Sagittal Genou	Angle	Droite
Protraction Épaule	Distance	Droite

* Indices de posture qui devront être réétudiés.