

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis.....	3
1.2 Biomécanique du rachis.....	8
1.3 Scoliose.....	13
1.3.1 Description de la pathologie	13
1.3.2 Techniques de dépistage et d'évaluation clinique de la sévérité	15
1.3.3 Traitements de la scoliose.....	22
1.3.3.1 Corset	23
1.3.3.2 Chirurgie	24
1.4 Techniques d'évaluation de la flexibilité scoliotique	25
1.4.1 Techniques <i>in vitro</i>	26
1.4.2 Techniques <i>in vivo</i>	27
1.4.2.1 Test d'inflexion latérale maximale volontaire	30
1.4.2.2 Test d'inflexion latérale avec point d'appui	32
1.4.2.3 Test de poussées latérales en procubitus.....	33
1.4.2.4 Test de traction avec poussées latérales.....	35
1.4.2.5 Test de suspension	37
1.4.2.6 Résumé des techniques d'évaluation.....	39
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU PROJET	41
CHAPITRE 3 CONCEPTION DE LA MÉTHODE D'ÉVALUATION NON-INVASIVE	43
3.1 Adaptation du test de flexibilité choisi	43
3.1.1 Sélection de la technique d'évaluation retenue	43
3.1.2 Description du mécanisme de suspension dans l'EOS	44
3.1.3 Modification du harnais de suspension.....	46
3.2 Proposition de la méthode d'acquisition non-irradiante.....	52
3.2.1 Positionnement des marqueurs externes	52
3.2.2 Acquisition des images avec l'appareil de mesure optique.....	53
3.2.3 Utilisation du test de suspension.....	54
3.2.4 Processus d'analyse des résultats pour l'évaluation rachidienne.....	56
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE D'ÉVALUATION	59
4.1 Étude comparative de la distribution de pression engendrée par les harnais.....	59
4.2 Étude clinique de la méthode d'évaluation non-irradiante lors de la suspension.....	60
4.2.1 Critères d'admissibilité lors des essais cliniques.....	61
4.2.2 Données cliniques sur les patients recrutés.....	61
4.2.3 Comparaison des méthodes d'acquisition	62
4.2.4 Reproductibilité du test de suspension.....	63

CHAPITRE 5 RÉSULTATS.....	65
5.1 Distribution de pression résultant des harnais lors des essais préliminaires	65
5.2 Évaluation rachidienne des méthodes d'acquisition	65
5.2.1 Données cliniques.....	66
5.2.2 Comparaison des méthodes d'évaluation de la sévérité rachidienne	69
5.2.3 Reproductibilité du test de suspension	77
CHAPITRE 6 DISCUSSION.....	81
6.1 Équipement du test de suspension.....	81
6.2 Équipement de la méthode optique	83
6.3 Protocole d'acquisition des données lors de tests de suspension.....	83
6.4 Évaluation du test de suspension.....	87
6.5 Comparaison des méthodes de mesure des indices de mobilité.....	88
CONCLUSION	93
ANNEXE I PROTOCOLE DU TEST DE SUSPENSION.....	95
ANNEXE II RÉSULTATS - DONNÉES CLINIQUES	101
ANNEXE III RÉSULTATS - INDICES D'ÉVALUATION RACHIDIENNES.....	105
Liste de références bibliographiques.....	115

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Proportion du poids total relatif aux segments corporels.....29
Tableau 1.2	Récapitulatif des techniques d'évaluation de la flexibilité rachidienne.....40
Tableau 5.1	Indices de mobilité moyennes relevés par la méthode Rx-Cob70
Tableau 5.2	Réductions scoliotiques médianes (minimum-maximum) [°]70
Tableau 5.3	Réductibilités scoliotiques médianes (minimum-maximum) [%]71
Tableau 5.4	Flexibilités scoliotiques médianes (minimum-maximum) [°/Nm]71
Tableau 5.5	Résultats de Bland-Altman et de Wilcoxon pour la réduction75
Tableau 5.6	Résultats de Bland-Altman et de Wilcoxon pour la réductibilité75
Tableau 5.7	Résultats de Bland-Altman et de Wilcoxon pour la flexibilité76
Tableau 5.8	Médianes des différences entre les deux tests de suspension78

Tableau-A II-1	Données des patients et angles de Ferguson [°] dans le plan PA obtenus par les méthodes radiographiques et optiques pour les positions debout et suspendu.....	102
Tableau-A II-2	Données des patients et angles de Ferguson [°] dans le plan PDM obtenus par les méthodes radiographiques et optiques pour les positions debout et suspendu.....	103
Tableau-A III-1	Réductions scoliotiques [°] moyennes avec écart type	106
Tableau-A III-2	Réductibilités scoliotiques [%] moyennes avec écart type.....	106
Tableau-A III-3	Flexibilités scoliotiques [°/Nm] moyennes avec écart type	106
Tableau-A III-4	Réductions obtenues pour les deux tests en suspension et les différences entre les deux tests.....	107
Tableau-A III-5	Réductibilités obtenues pour les deux tests en suspension et les différences entre les deux tests.....	108
Tableau-A III-6	Flexibilités obtenues pour les deux tests en suspension et les différences entre les deux tests.....	109

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Vues latérale et postérieure de la colonne vertébrale.....	4
Figure 1.2	Anatomie des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.....	5
Figure 1.3	Ligaments et disques de cartilages fibreux reliant les vertèbres.....	6
Figure 1.4	Représentation graphique des couches concentriques d'un DIV	7
Figure 1.5	Mouvements élémentaires selon le système de coordonnées vertébral	9
Figure 1.6	Rapport disco-vertébral pour les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.....	10
Figure 1.7	Orientation des facettes articulaires des vertèbres thoraciques.....	10
Figure 1.8	Orientation des facettes articulaires des vertèbres lombaires	11
Figure 1.9	Schémas représentant le phénomène de couplage	12
Figure 1.10	Amplitudes de mouvement de la colonne vertébrale.....	13
Figure 1.11	Spécimen scoliotique du tronc d'une femme décédée à l'âge de 44 ans suite à l'insuffisance pulmonaire.....	14
Figure 1.12	Gibbosité illustrant la déformation vertébrale et costale	16
Figure 1.13	Méthodes de mesure	18
Figure 1.14	Représentation des déformations scoliotiques 3D par la vue da Vinci.....	20
Figure 1.15	Indice de Risser mesuré sur les crêtes iliaques	21
Figure 1.16	Principe de Hueter-Volkman	21
Figure 1.17	Traitement par corset	23
Figure 1.18	Schéma du rachis scoliotique suivi d'une radiographie	25
Figure 1.19	Distribution des forces lors de la suspension.....	28
Figure 1.20	Test d'inflexion latérale dans le plan frontal.....	31
Figure 1.21	Test d'inflexion latérale avec point d'appui	32

Figure 1.22	Test de poussées latérales en procubitus	34
Figure 1.23	Test de traction sous anesthésie générale	36
Figure 1.24	Test de suspension	38
Figure 3.1	Système de suspension adapté à la cabine EOS	46
Figure 3.2	Harnais de suspension rigide	47
Figure 3.3	Harnais de suspension semi-rigide avec attache croisée	50
Figure 3.4	Ouvertures du tablier permettant l'installation du harnais	51
Figure 3.5	Positionnement des marqueurs radio-opaques sur des patients typiques ..	52
Figure 3.6	Positionnement du système optique 3D	53
Figure 3.7	Préparatifs pour le test de suspension.....	55
Figure 3.8	Techniques de mesure d'angle décrivant les méthodes d'évaluation	57
Figure 4.1	Tests de suspension avec matrice de pression dans les vues PA et LAT ..	60
Figure 5.1	Résultats de pression typique mesurés sur un cobaye en suspension.....	65
Figure 5.2	Résultats radiographiques et optiques ainsi que les silhouettes rachidiennes postéro-antérieures et latérales pour un patient typique (P36) dans les positions debout, première suspension et deuxième suspension	68
Figure 5.3	Graphiques du test de Bland-Altman pour la réduction dans le plan PA..	73
Figure 5.4	Résultats des analyses ICC pour les tests de suspension répétés	79
Figure 6.1	Radiographie LAT avec marqueurs externes et extrémité des apophyses épineuses hors du champ de vision.....	85
Figure 6.2	Exemples de mauvais positionnement des marqueurs externes	91
Figure 6.3	Différence causée par le choix des repères anatomiques	92

Figure-A I-1	Installation du harnais	97
Figure-A I-2	Positionnement typique du patient pour la suspension	98
Figure-A III-1	Analyse de Bland-Altman des méthodes radiographique vs optique pour la réduction	110
Figure-A III-2	Analyse de Bland-Altman des méthodes radiographique vs optique pour la réductibilité	111
Figure-A III-3	Analyse de Bland-Altman des méthodes radiographique vs optique pour la flexibilité	112
Figure-A III-4	Analyse de Wilcoxon entre les méthodes d'évaluation des déformations scoliotiques	113
Figure-A III-5	Analyse de Wilcoxon entre les méthodes d'évaluation dans le plan LAT	114

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Bidimensionnelle
3D	Tridimensionnel
AG	Anesthésie générale
C1 à C7	Première vertèbre cervicale à la septième
CHU	Centre hospitalier universitaire
CHX	Cohorte de patients recevant le traitement chirurgical
COR	Cohorte de patients recevant le traitement par corset
CRSNG	Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada
d	Déplacement (bras de levier) [m]
Diff	Différence
DIV	Disque intervertébral
EAE	Vertèbres limite supérieure, apicale et limite inférieure (<i>End-Apex-End vertebrae</i>)
EOS	Système d'imagerie médicale, <i>Biospace Instruments</i> , France
f	Indice de flexibilité [$^{\circ}$ /Nm]
F	Force impliquée [N]
f	Féminin
FB	Inflexion latéral avec point d'appui (<i>Fulcrum bending</i>)
fc	Fonction
FCI	Fondation canadienne pour l'innovation
Ferg	Angle de Ferguson
FRQNT	Fonds de recherche du Québec - Nature et technologies

XX

FRQS	Fonds de recherche du Québec - Santé
ICC	Coefficient de corrélation intra-classe (<i>Intraclass correlation coefficient</i>)
L1 à L5	Première vertèbre lombaire à la cinquième
LAT	Latéral
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie de l'hôpital Sacré-Cœur
LIS3D	Laboratoire Informatique de Scoliose 3D de l'hôpital CHU Sainte-Justine
M	Moment induit [Nm]
m	Masculin
MEF	Modèle par éléments finis
MT	Segment de la colonne vertébrale thoracique principale (<i>Main thoracic</i>)
Op	Optique
P	Pression [mm Hg]
PA	Postéro-antérieur
PDM	Plan de déformation maximal
PP	Poussées latérales en procubitus (<i>Push-prone</i>)
Rx	Radiographie
S1 à S5	Première vertèbre sacrale à la cinquième
SB	Inflexion latéral maximal volontaire (<i>Side bending</i>)
SP	Suspension
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescent
T1 à T12	Première vertèbre thoracique à la douzième
TLL	Segment de la colonne vertébrale thoracolombaire ou lombaire (<i>Thoracolumbar / lumbar</i>)

TUA	Traction sous anesthésie générale (<i>Traction under general anesthetic</i>)
Tx	Traitement
Vapx	Vertèbre apicale
Vinf	Vertèbre limite inférieure
Vsup	Vertèbre limite supérieure

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS GÉOMÉTRIQUE

Angle plan[°] degré

Longueur

m mètre

mm millimètre

UNITÉS DE MASSE

Masse

kg kilogramme

UNITÉS MÉCANIQUES

Force

N newton

Moment d'une force

Nm newton-mètre

Contrainte, pression

mm Hg millimètre de mercure

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale atteignant la structure du tronc. Elle affecte de 1 à 3 % de la population adolescente, dont la majorité des cas sont des courbures scoliotiques faibles à modérées (Csernatony et al., 2011; Weinstein et al., 2008). Les traitements offerts dépendent de la sévérité de la scoliose ainsi que de l'évolution des déformations. Pour les courbures de sévérité moyenne, comprises entre 20° et 40°, un corset orthopédique est prescrit au patient et un suivi radiographique est effectué à chaque six mois pendant leur période de croissance rapide. Le traitement par corset sert à ralentir la progression des courbures scoliotiques et à réduire la nécessité d'interventions chirurgicales (Zheng et al., 2012). D'un autre côté, lorsque le corset n'est pas efficace ou que les courbures sont supérieures à 45° et que celles-ci sont évolutives, le traitement chirurgical est préconisé. L'instrumentation de la colonne vertébrale est le seul traitement permettant la correction des déformations.

Plusieurs tests (Cheung et Luk, 1997; Davis et al., 2004; Lamarre et al., 2009; Li et al., 2013; Polly et Sturm, 1998; Vedantam et al., 2000) ont été développés pour évaluer la flexibilité rachidienne à partir de clichés radiographiques chez les patients atteints de SIA. Ces tests de flexibilité sont effectués sur les patients avant leur opération afin de gérer la planification chirurgicale en déterminant les courbures structurales et les niveaux vertébraux à instrumenter (Lamarre et al., 2009; Li et al., 2013). Les patients recevant le traitement par corset ne procèdent pas à ces tests d'évaluation quantitative de la flexibilité. Étant donné que ces patients subissent des examens radiographiques sur une base régulière, l'exposition cumulative aux rayonnements ionisants augmenterait leur risque de développer certains cancers (Adankon et al., 2012; Deschenes et al., 2010; Furlanetto et al., 2012). Toutefois, lors de la prise d'empreinte du tronc des patients, une évaluation empirique de la flexibilité est effectuée par les orthésistes pour façonner le corset manuellement. Il serait alors pertinent de quantifier la capacité des courbures scoliotiques à se redresser afin que les patients recevant un corset puissent également tirer profit d'une évaluation quantitative de leur flexibilité. L'indice de flexibilité obtenu serait donc utilisé lors de la conception et la fabrication assistée

par ordinateur d'un corset personnalisé (Desbiens-Blais et al., 2012). L'objectif de ce projet est donc de développer une méthode non irradiante pour évaluer quantitativement la flexibilité rachidienne.

Ce mémoire est divisé en six chapitres. Une revue des connaissances pertinentes à la compréhension de ce projet est détaillée dans le premier chapitre. Le deuxième chapitre expose une synthèse de la problématique et les objectifs de l'étude. Le troisième chapitre présente la conception de la méthode d'évaluation non-irradiante, qui est divisée en deux sections. La première décrit les critères d'adaptation du système de suspension requis pour répondre aux besoins de cette étude, tandis que la deuxième section présente la proposition de la méthode d'acquisition non-irradiante. La méthodologie adoptée et les résultats sont présentés dans les chapitres 4 et 5. Ils sont également divisés en deux sections correspondant aux mêmes sujets que ceux du chapitre 2. Plus précisément, ces deux sections correspondent à une étude comparative entre le harnais de suspension déjà existant et celui proposé dans ce projet, ainsi qu'à une étude clinique qui a été développée pour évaluer la flexibilité rachidienne de façon non irradiante. L'étude clinique de cette recherche est subdivisée en trois sections, dont la première traite des données cliniques, la deuxième compare les méthodes d'évaluation de la flexibilité et la troisième expose la reproductibilité du test de suspension selon les méthodes d'acquisition. Une discussion globale, comprenant des recommandations et les limites du projet, est abordée au chapitre 6. Ce mémoire est complété par une courte conclusion rappelant les objectifs ainsi que les contributions de cette recherche.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue de la littérature du point de vue clinique et biomécanique, nécessaire à la compréhension de la problématique. De façon globale, l'anatomie de la colonne vertébrale, ses propriétés biomécaniques, l'une de ses pathologies et ses traitements sont traités.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis

Le squelette du tronc est constitué de trois regroupements osseux, soit la colonne vertébrale, aussi nommé le rachis, la cage thoracique et le bassin. Ensemble, ils permettent de protéger les organes vitaux ainsi que de maintenir la posture corporelle (Marieb, 2005). Le rôle de la colonne vertébrale est de supporter la charge axiale du tronc squelettique et de protéger la moelle épinière. Elle sert également de point d'attache aux côtes ainsi qu'aux muscles du dos et du cou. Composée de 33 vertèbres réparties de la tête au bassin, la colonne vertébrale (Figure 1.1) est divisée en 5 régions : cervicale (C1 à C7); thoracique (T1 à T12); lombaire (L1 à L5); sacrée (S1 à S5 fusionnées) et coccygienne (4 vertèbres atrophiées et soudées).

Le rachis sain possède un alignement vertical dans le plan frontal tandis que, dans le plan latéral (LAT), il possède quatre courbures naturelles de sens opposés. Les courbures cervicale et lombaire sont concaves en arrière, aussi appelée lordose, et les courbures thoracique et sacro-coccygienne sont de concavité vers l'avant, aussi appelée cyphose. Ces courbures naturelles augmentent la résistance et l'élasticité du rachis, tout en permettant l'absorption des chocs et en procurant l'équilibre postural nécessaire pour maintenir la stabilité corporelle.

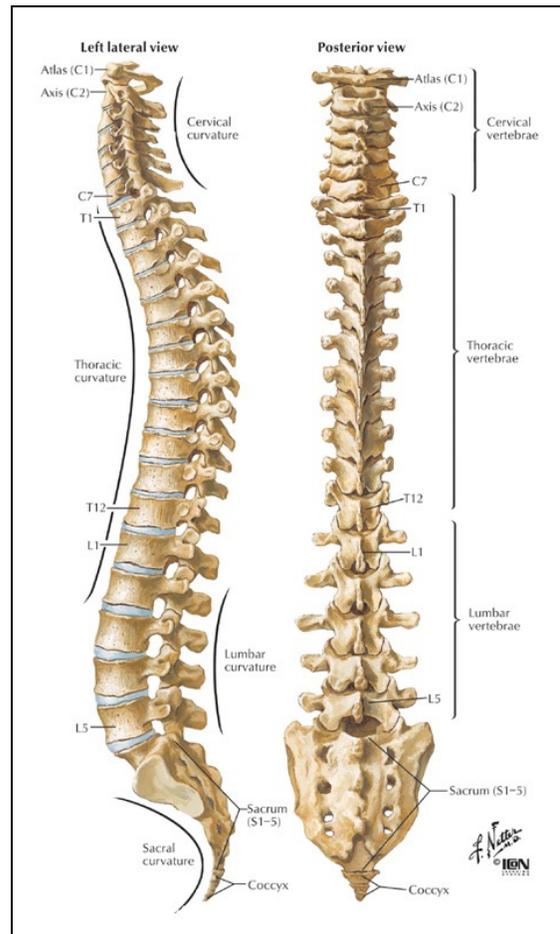


Figure 1.1 Vues latérale et postérieure de la colonne vertébrale

Modifié de Netter's Orthopaedics, < http://www.backpain-guide.com/Chapter_Fig_folders/Ch05_Anatomy_Folder/4OverallSpine.html>, consulté le 20 octobre 2014.

Bien que les vertèbres présentent des différences géométriques régionales selon leurs fonctions, elles possèdent toutes une anatomie similaire (Figure 1.2). À l'exception des vertèbres C1 et C2 ainsi que des vertèbres fusionnées provenant du sacrum et du coccyx, les vertèbres possèdent toutes un corps et un arc vertébral. La jonction entre ces deux parties forme le canal rachidien qui laisse passage à la moelle épinière. Le corps vertébral, situé dans la partie antérieure de la vertèbre, est de forme discoïde et il est délimité par un plateau supérieur et un plateau inférieur. Ces plateaux vertébraux sont en contact direct avec les disques intervertébraux (DIV). L'ensemble des corps vertébraux et des disques forme le pilier principal du tronc. L'arc vertébral, situé du côté postérieur, est formé d'une paire de

pédicules, d'une paire de lames et de sept apophyses : deux apophyses transverses et une apophyse épineuse, servant de point d'attache aux ligaments et muscles squelettiques, ainsi que quatre apophyses articulaires, dont deux supérieures et deux inférieures, permettant aux vertèbres successives de s'articuler entre elles. Ces articulations entre les arcs vertébraux de deux vertèbres consécutives sont aussi connues sous le nom d'articulations zygapophysaires. L'empilement de ces apophyses articulaires forme deux colonnettes secondaires, qui permettent de diriger le mouvement. La variation dans le positionnement des différentes apophyses permet de transférer la charge lors du mouvement et de modérer la mobilité. Les apophyses épineuses sont les points de référence anatomique des vertèbres qui peuvent être repérés sur le dos grâce à la palpation (Furlanetto et al., 2012). Il est à noter que seules les régions thoracique et lombaire seront à l'étude dans ce projet.

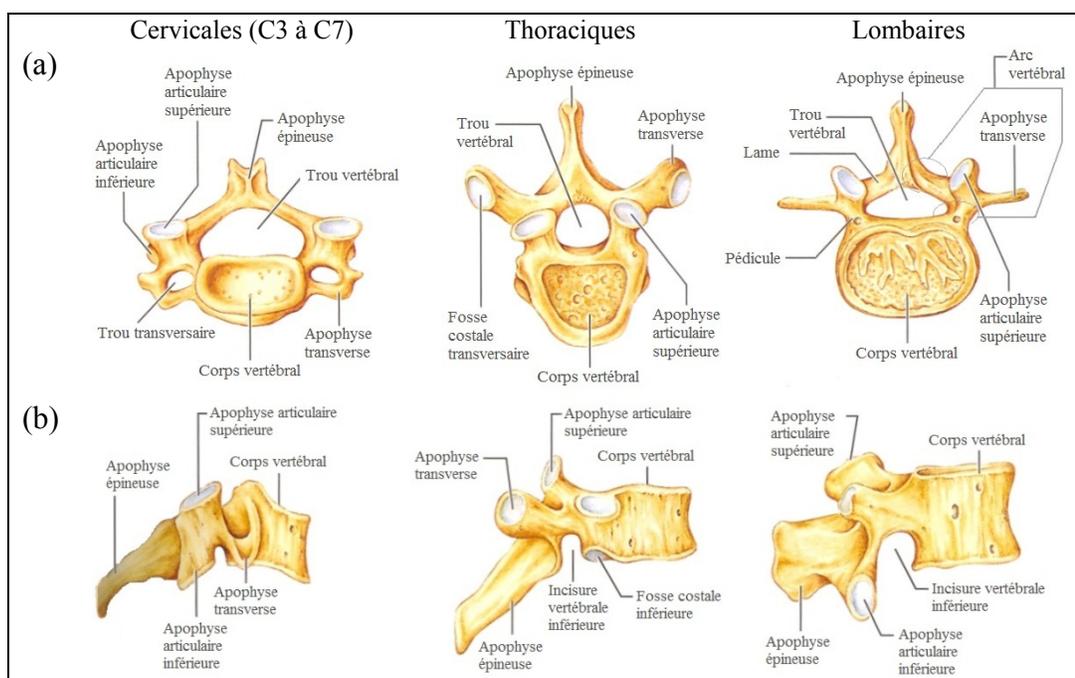


Figure 1.2 Anatomie des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires
(a) vue supérieure (b) vue latérale droite
Modifiée de Marieb (2005, pp. 228,229)

Plusieurs types de tissus mous entrent en jeu afin de permettre le mouvement ainsi que le soutien du rachis dans une posture normale, à savoir les muscles du tronc, les ligaments et les DIV (Figure 1.3).

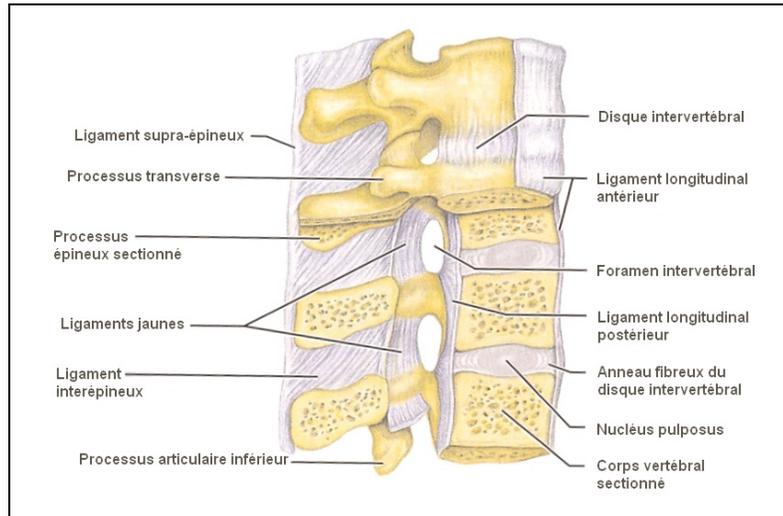


Figure 1.3 Ligaments et disques de cartilages fibreux reliant les vertèbres
Tirée de Marieb (2005, p. 227)

Les ligaments rachidiens assurent la stabilité de la colonne, la liaison solide entre les vertèbres, d'autant plus qu'ils donnent une grande résistance mécanique (Kapandji, 1982) en restreignant l'ensemble des mouvements du tronc. Les ligaments principaux sont les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur qui permettent principalement le maintien du rachis en empêchant l'hyperextension ou l'hyperflexion, respectivement. Ces deux ligaments s'étendent sur la longueur de la colonne, l'une antérieure qui est fixé aux corps vertébraux ainsi qu'aux DIV et l'autre postérieure qui est fixé uniquement aux DIV. Les ligaments jaunes, unissant les lames de deux vertèbres successives, limitent la flexion. Les ligaments interépineux et supra-épineux relient les vertèbres adjacentes par leurs apophyses épineuses, tandis que les ligaments intertransversaires les relient par les apophyses transverses. De même que pour les ligaments jaunes, les ligaments interépineux et intertransversaires, situés sur l'arc vertébral, limitent la flexion du tronc.

Un disque intervertébral ressemblant à un coussinet se trouve entre chaque vertèbre de C2 à S1. Les DIV assurent l'union entre deux vertèbres successives, la flexibilité de la colonne, ainsi que l'amortissement des chocs. Chaque DIV est délimité par le plateau inférieur du corps de la vertèbre supérieure et du plateau supérieur du corps de la vertèbre inférieure. Le nucléus pulposus gélatineux (ou noyau pulpeux) forme la partie centrale du DIV et lui procure élasticité et compressibilité (Marieb, 2005). L'anneau fibreux, constitué d'une succession de fibres de collagène autour d'un cartilage fibreux résistant, forme la partie périphérique du disque (Kapandji, 2007; Marieb, 2005). L'obliquité croisée des fibres entre chaque couche concentrique (Figure 1.4) offre une meilleure résistance à certains mouvements. L'anneau limite l'expansion du noyau pulpeux lorsque la colonne est comprimée et résiste à la tension dans la colonne. Les fibres en périphérie du disque sont à la verticale, tandis que plus les couches se rapprochent du noyau, plus elles deviennent quasi horizontales (Kapandji, 1982). Lorsque les fibres sont horizontales, elles forment une trajectoire hélicoïdale, qui relie les plateaux supérieurs et inférieurs de deux vertèbres adjacentes, permettant alors d'enfermer le noyau dans une loge inextensible. L'articulation ainsi formée par les disques est cartilagineuse de type symphyse et elle est notamment conçue pour allier la force et la flexibilité.

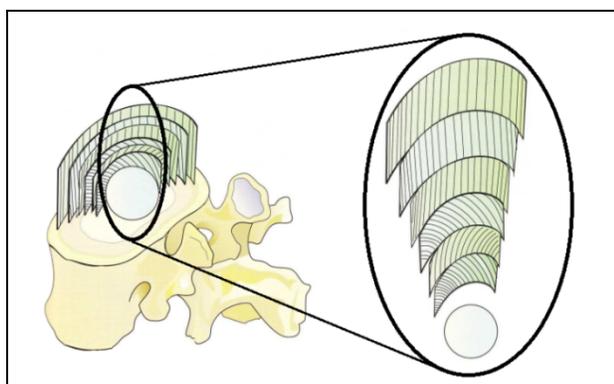


Figure 1.4 Représentation graphique des couches concentriques d'un DIV
Modifiée de Kapandji (2007, p. 23)

1.2 Biomécanique du rachis

La colonne vertébrale est une structure biomécanique complexe à la fois flexible et résistante. Les propriétés biomécaniques des disques intervertébraux, des ligaments, des articulations zygapophysaires, ainsi que de la morphologie des vertèbres et des côtes influencent la rigidité du rachis (Hasler, Hefti et Buchler, 2010). L'étude de simulation de discectomie menée par Little et Adam (2009) révèle que les DIV jouent un rôle important dans la flexibilité de la colonne vertébrale. La flexibilité rachidienne, étant l'inverse de la rigidité, est caractérisée par la capacité du rachis de se déformer suite à l'application d'une force. Plus un rachis est souple, plus son indice de flexibilité sera élevé, tandis que plus un rachis est rigide, plus son indice sera faible (Panjabi, Brand et White, 1976a).

L'amplitude de mouvement (AM) globale du rachis est atteinte en raison de la succession des nombreuses articulations intervertébrales, ainsi que de la somme de tous les mouvements élémentaires de faibles amplitudes qui sont créés grâce aux muscles. Ces mouvements élémentaires (Figure 1.5) consistent en la translation et la rotation selon les trois axes du système de coordonnées vertébrales. Il existe 12 chargements possibles lorsque ceux-ci sont appliqués dans les directions positives ainsi que négatives (Panjabi, Brand et White, 1976a).

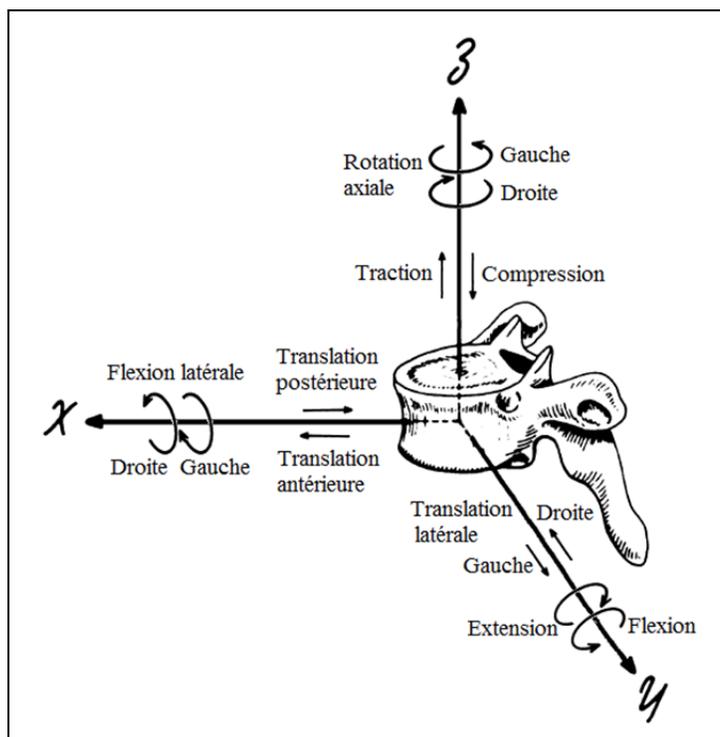


Figure 1.5 Mouvements élémentaires selon le système de coordonnées vertébral
Modifiée de Panjabi, Brand et White (1976a, p. 643)

Les mouvements élémentaires entre deux vertèbres peuvent survenir grâce aux propriétés mécaniques des DIV, ainsi qu'à la géométrie spécifique des vertèbres selon chaque région rachidienne. Les caractéristiques de l'anatomie vertébrale qui contribuent à la variation d'amplitude de mouvement entre les régions vertébrales sont : l'inclinaison des plateaux vertébraux permettant la formation des courbures naturelles de la colonne, la taille des corps et des disques vertébraux, ainsi que l'inclinaison des apophyses articulaires et épineuses. La présence des différentes courbes naturelles de la colonne offre ainsi la résistance aux efforts de compression axiaux (Kapandji, 1982). Les corps vertébraux ainsi que les disques composant la colonne vertébrale varient d'épaisseur selon les régions respectives (Figure 1.6). Les disques ainsi que leur nucléus sont de plus en plus importants lorsque ceux-ci se rapprochent du bassin pour pouvoir résister aux efforts de compression croissants causés par la gravité. La mobilité rachidienne est définie partiellement par le ratio de l'épaisseur du disque par rapport à la hauteur du corps vertébral (ratio disco-vertébral). Plus cette proportion

est grande, plus la mobilité du segment rachidien est importante (Kapandji, 2007). En se référant à la Figure 1.6, il est possible d'affirmer que le rachis cervical est le plus mobile, avec un ratio disco-vertébral de 0,4, suivi par le rachis lombaire, avec un ratio de 0,33, pour ensuite terminer avec un ratio de 0,2 pour le rachis thoracique, qui lui est le moins mobile.

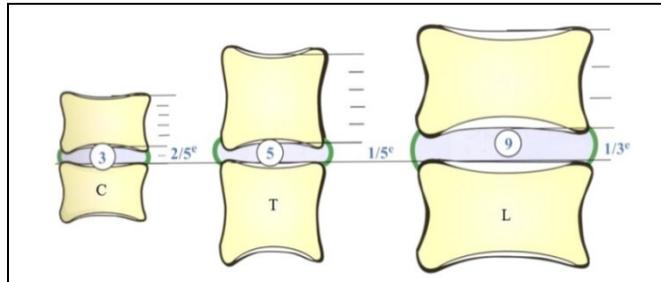


Figure 1.6 Rapport disco-vertébral pour les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires
Modifiée de Kapandji (2007, p. 33)

La mobilité rachidienne est également influencée et guidée par l'orientation des articulations zygapophysaires. La Figure 1.7 (a) illustre l'orientation des facettes articulaires d'une vertèbre thoracique typique. Étant donné que la vertèbre T12 fait la transition entre les régions thoracique et lombaire, l'orientation de ses facettes (Figure 1.7 (b)) est légèrement modifiée de façon à s'adapter aux caractéristiques vertébrales correspondant aux régions adjacentes.

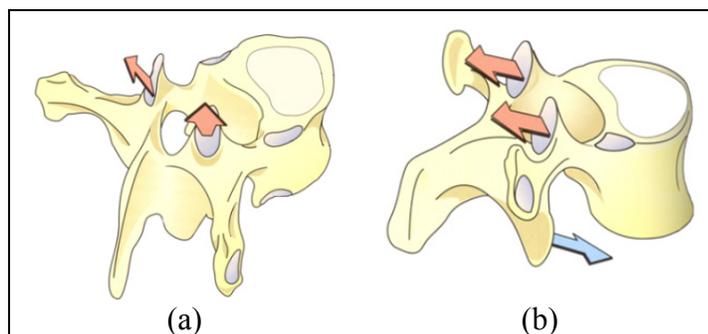


Figure 1.7 Orientation des facettes articulaires des vertèbres thoraciques
(a) vertèbre thoracique générale (b) vertèbre T12
Tirée de Kapandji (2007, p. 145)

Les vertèbres lombaires (Figure 1.8 (a)) possèdent des facettes articulaires ayant une forme plutôt cylindrique (pour les vertèbres T12 à L5), alors que les facettes des vertèbres thoraciques (T1 à T11) ont une forme plutôt plane (Aubin et al., 1995). La Figure 1.8 (b) permet de mieux comprendre comment deux vertèbres lombaires adjacentes s'articulent entre-elles.

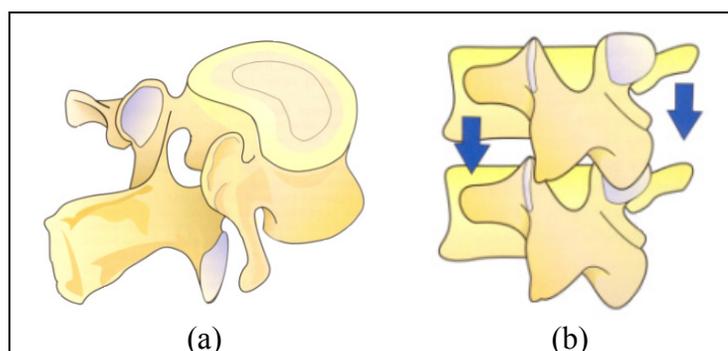


Figure 1.8 Orientation des facettes articulaires des vertèbres lombaires
 (a) vertèbre lombaire générale (b) emboîtement de deux vertèbres successives
 Tirée de Kapandji (2007, p. 89)

L'AM de la colonne varie en fonction de la géométrie de la vertèbre selon sa région et des propriétés mécaniques des tissus mous. Le rachis, dans son ensemble, peut effectuer les mouvements d'inclinaison dans le plan frontal (inflexion latérale à droite et à gauche) et dans le plan latéral (flexion et extension), les mouvements de rotation axiale d'une vertèbre par rapport à une autre et les mouvements de glissement d'une vertèbre par l'intermédiaire du noyau discale. C'est l'orientation des facettes articulaires qui guide voire limite le déplacement vertébral possible pour les différents segments rachidiens. Plus spécifiquement, la région thoracique permet la rotation du rachis ainsi que l'inflexion latérale, tandis que la région lombaire autorise principalement le mouvement de flexion et d'extension. Lors du mouvement l'inclinaison latérale, un phénomène de couplage entre l'inflexion latérale et la rotation axiale se produit (Figure 1.9) en raison de l'arrangement géométrique entre des vertèbres consécutives et les DIV les séparant (Veldhuizen et Scholten, 1987).

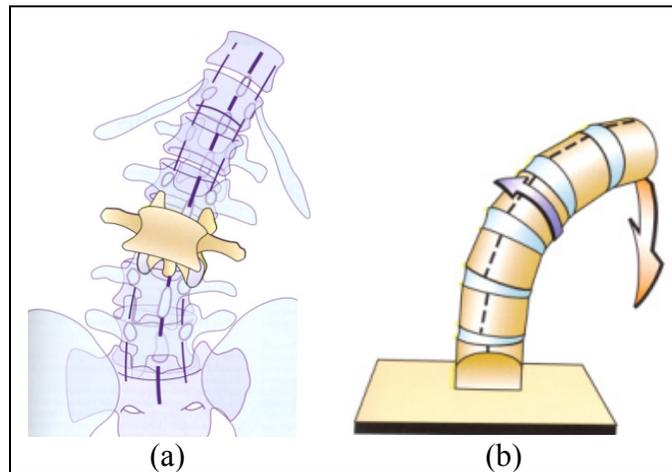


Figure 1.9 Schémas représentant le phénomène de couplage
 (a) radiographie de face (b) modèle mécanique
 Tirée de Kapandji (2007, p. 37)

La Figure 1.10 illustre les amplitudes de mouvement maximales pour une colonne saine dans les vues latérale droite et postérieure. Chez un jeune sujet sain, l'AM maximale pour l'ensemble du rachis dans le plan latéral peut aller jusqu'à 250° (Figure 1.10 (a)). Plus précisément, une AM de 80° peut être atteinte pour la région lombaire et de 165° pour la région thoracique. Dans le plan frontal, l'AM totale sur l'ensemble des régions vertébrales peut atteindre 150° (Figure 1.10 (b)). La région cervicale est la plus mobile puisqu'elle permet d'atteindre 35° d'inflexion latérale de chaque côté, et ce, sur un étendu de 7 vertèbres. Le segment lombaire est la deuxième région la plus flexible, en permettant une inflexion latérale de 20° sur 5 vertèbres. Finalement, le rachis dorsal est le moins mobile puisqu'il offre une inclinaison de 20° répartie sur 12 vertèbres.

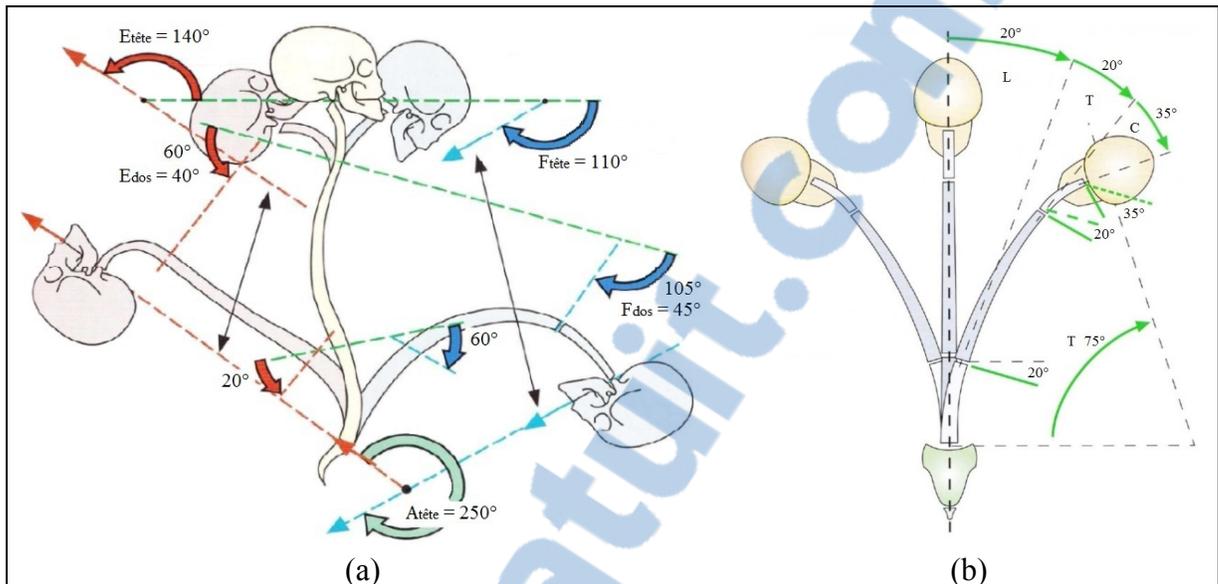


Figure 1.10 Amplitudes de mouvement de la colonne vertébrale
 (a) vue latérale droite (b) vue postérieure
 Modifiée de Kapandji (2007, pp. 39, 41)

1.3 Scoliose

Dans le chapitre qui suit, il sera question de décrire brièvement ce qu'est la scoliose, comment dépister son existence chez un adolescent ainsi que les traitements auxquels le patient peut avoir recours afin de ralentir, voire même cesser la progression de la scoliose.

1.3.1 Description de la pathologie

La scoliose est une pathologie du système musculo-squelettique affectant l'axe central du tronc. Elle consiste en la déformation 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin, qui ensemble affectent l'équilibre de la structure mécanique du rachis (Figure 1.11).

Le déplacement des vertèbres dans le plan frontal provoque des courbures de convexité inverse, d'autant plus qu'un phénomène d'inclinaison des vertèbres se présente. Ces déplacements engendrent un impact considérable sur les courbures physiologiques latérales et peuvent créer une accentuation des courbures ressemblant à une hypercyphose thoracique,

une hypocyphose thoracique ou une hyperlordose lombaire. Ces déformations entraînent inévitablement une rotation dans le plan transverse des vertèbres atteintes ainsi que de leurs côtes correspondantes. Certains cas de scoliose sont indolores, tandis que d'autres peuvent progresser à un point où les déformations limitent le mouvement normal du tronc et portent une atteinte aux systèmes respiratoire ou cardiaque. Ce phénomène se produit lorsque la courbure du rachis est tellement prononcée qu'elle réduit l'espace nécessaire pour les fonctions cardio-pulmonaire.

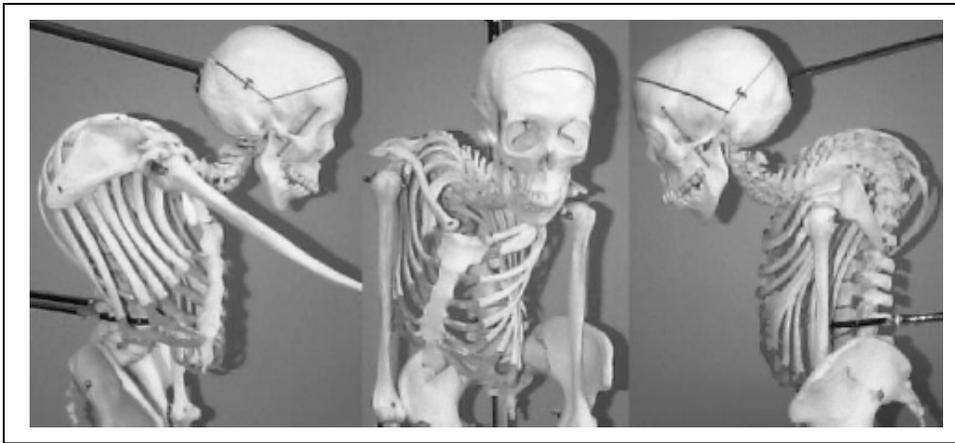


Figure 1.11 Spécimen scoliotique du tronc d'une femme décédée à l'âge de 44 ans suite à l'insuffisance pulmonaire
Tirée de Delorme et al. (2003, p. 989)

La scoliose peut être classifiée selon l'âge auquel les déformations sont initialement observées, soit infantile (sous l'âge de 3 ans), juvénile (entre 3 à 10 ans), adolescente (entre 10 à 18 ans) ou adulte (âgé de 18 ans et plus). Cependant, celle qui est à l'étude dans le cadre de ce mémoire est la scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA). L'étiologie exacte de la SIA est méconnue, quoique plusieurs hypothèses émettent qu'elle est multifactorielle et comprend une prédisposition génétique, héréditaire, hormonale, neuromusculaire, biomécanique (déséquilibre entre la croissance spinale antérieure et postérieure; anomalies dans les muscles squelettiques; etc.) ou environnementale (Lowe et al., 2000; Mordecai et Dabke, 2011; Parent, Newton et Wenger, 2005; Wajchenberg et al., 2010; Wong et Tan, 2010). La SIA survient dans 80% des cas et touche 1 à 4% de la population générale (Negri

et al., 2012; Weinstein et al., 2008; Wong et Tan, 2010). Ce type de scoliose se manifeste davantage chez les filles pour les cas les plus sévères et évolutives, tandis que pour les courbures modérées le ratio filles-garçons est équivalent (Parent, Newton et Wenger, 2005; Rogala, Drummond et Gurr, 1978). La SIA peut être caractérisée cliniquement de différentes façons, dont certaines permettent l'évaluation de la progression.

1.3.2 Techniques de dépistage et d'évaluation clinique de la sévérité

Les techniques de dépistage de la scoliose peuvent être caractérisées en tant que qualitative, qui consistent en une observation méticuleuse des déformations de la surface du tronc, ou quantitative, qui est déterminée à partir de la prise de mesures.

Les premiers signes visuels qui laissent sous-entendre qu'un individu peut être atteint d'une déformation du tronc sont une asymétrie au niveau des épaules, une proéminence d'une omoplate, une asymétrie de la hauteur et de la taille des seins (Denoel et al., 2009) ou une asymétrie du bassin. L'examen en flexion antérieure d'Adams (Figure 1.12) peut être effectué pour vérifier s'il s'agit d'une scoliose en détectant s'il y a un côté du tronc, le côté convexe de la courbure rachidienne, qui est plus haut que l'autre (Rigo, 2011; Trobisch, Suess et Schwab, 2010; Weinstein et al., 2008). Cette protubérance au niveau de la cage thoracique, aussi connu sous le nom de gibbosité, est la répercussion de la rotation permanente vertébrale et costale. Le scoliomètre est l'appareil spécialisé qui permet de quantifier l'amplitude de la gibbosité au sommet de la courbure. Toutefois, cette méthode n'est pas fiable en raison de la variabilité due à l'oscillation du patient et au positionnement manuel de l'appareil par le clinicien. Malgré le fait que le scoliomètre permet de dépister la présence d'une scoliose, son utilisation unique n'est pas complète et ne permet pas de quantifier entièrement une scoliose à caractère 3D.

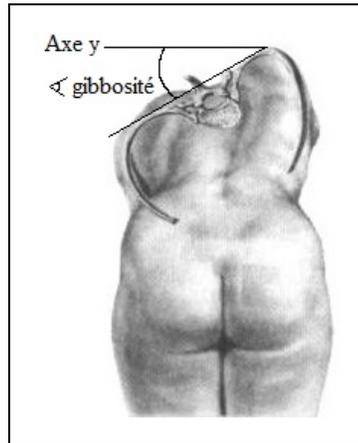


Figure 1.12 Gibbosité illustrant la déformation vertébrale et costale
 Modifiée de < <http://clinalpsud.fr/reeducation-de-la-scoliose/>>, consulté le 24 octobre 2013.

D'un point de vue clinique, l'imagerie médicale est utilisée pour faire le bilan radiologique des déformations du tronc. Afin de surveiller l'évolution de la pathologie, l'acquisition de radiographies (Rx) de face et de profil du rachis du patient en position debout est effectuée à tous les 4 à 6 mois (Trobisch, Suess et Schwab, 2010), suite au diagnostic de scoliose. La radiographie prise dans le plan frontal, soit par un cliché antéro-postérieure (AP) ou postéro-antérieure (PA), permet, entre-autre, de caractériser les déformations rachidiens et de quantifier l'amplitude angulaire définissant le degré de sévérité de la courbure scoliotique. Bien que la radiographie dans le plan frontale soit principalement employée pour évaluer la scoliose, elle est souvent complétée par la radiographie latérale (LAT). La projection des déformations rachidiennes dans le plan LAT permet d'observer les courbures sagittales, soit la cyphose, angle mesuré entre T4 et T12, ainsi que la lordose, angle mesuré entre L1 et L5.

La première étape de caractérisation de la scoliose est de localiser la vertèbre apicale, ou l'apex, de chaque courbure. Cette dernière se trouve à être la vertèbre la plus éloignée latéralement. De plus, l'apex est la vertèbre ayant une position se rapprochant d'avantage à l'horizontal et possédant une rotation axiale maximale. La localisation de la vertèbre apicale définit le type de courbure, soit thoracique proximal (PT), thoracique principal (MT) ou thoracolombaire ou lombaire (TL/L) (Labelle et al., 2011). La seconde étape de caractérisation scoliotique est d'identifier les bornes supérieure et inférieure de chaque

courbure. Ces deux vertèbres limites sont les points d'inflexion des courbures et elles sont généralement les plus inclinées par rapport à l'horizontale.

L'angle de Cobb (Figure 1.13 (a)), actuellement employée au Centre hospitalier universitaire (CHU) Sainte-Justine, est la méthode de mesure d'angle la plus répandue cliniquement, voire la mesure standard pour relever l'amplitude de déformation scoliothique. Ce dernier est défini par l'angle entre deux droites tangentes, l'une au plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et l'autre au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (Rigo, 2011). Il est reconnu que l'erreur de mesure de l'angle de Cobb est de 5° (Negrini et al., 2012). La mesure de l'angle de Ferguson est une autre méthode permettant de quantifier l'ampleur d'une courbure scoliothique. L'angle de Ferguson est déterminé à partir de deux droites passant par le centre des corps vertébraux de trois vertèbres : les vertèbres limites supérieure et inférieure, ainsi que la vertèbre apicale (Figure 1.13 (b)).

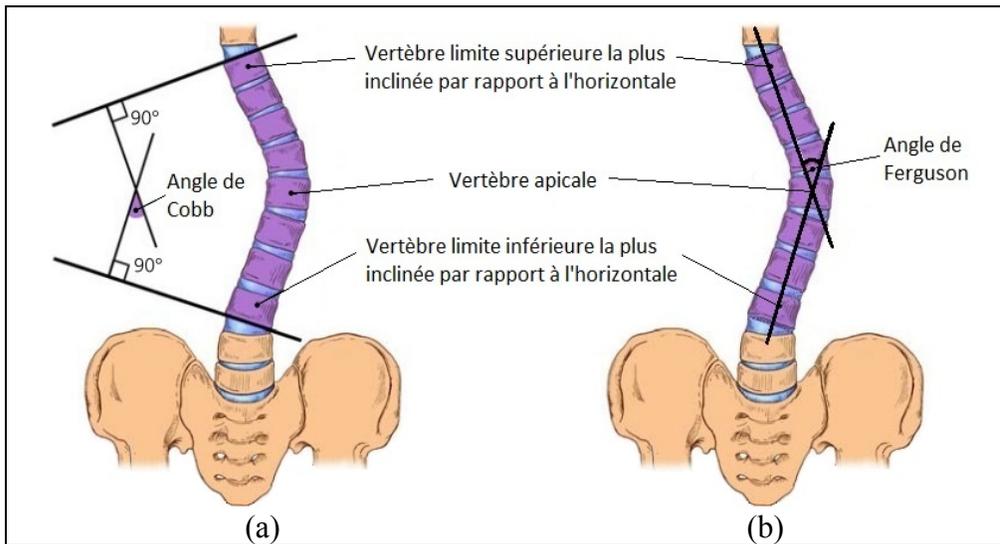


Figure 1.13 Méthodes de mesure
 (a) angle de Cobb (b) angle de Ferguson
 Modifiée de Greiner (2002, p. 1820)

Selon une étude menée par Stokes, l'angle de Cobb n'est pas idéal puisqu'il ne permet pas de mesurer réellement l'amplitude de la courbure, ni la déviation latérale, mais plutôt l'inclinaison relative des plateaux limites de la courbure. Quant à l'angle de Ferguson, celui-ci permet de mesurer l'amplitude de la courbure rachidienne indépendamment de l'inclinaison des plateaux. De plus, l'angle de Ferguson est apparemment mieux adapté à la prise de mesures automatiques relevées à partir de radiographies numériques (Stokes et al., 1993).

Toujours à partir du plan frontal, il est possible de quantifier l'ampleur de la déformation en mesurant la rotation axiale maximale de la courbure au niveau de la vertèbre apicale. Il existe quelques méthodes (Perdriolle's torsion meter, Raimondi Ruler, Nash & Moe) pour quantifier cette rotation vertébrale (Rigo, 2011) en se fiant sur la projection du positionnement des pédicules sur une radiographie PA.

La projection du rachis dans le plan frontal permet aussi de mettre en évidence les types de courbures pouvant se présenter chez un individu. Cet indice clinique permet d'établir le traitement approprié, de prédire son évolution, ou de bien planifier le traitement selon le cas. Plusieurs types de classement scoliotique sont répertoriés dans la littérature (Negrini et al., 2012; Rigo, 2011), tels les classements utilisés lors de la planification préopératoire (les classifications de Lenke ou de King); lors du traitement conservateur (Rigo, Villagrasa et Gallo, 2010); ou lors d'une évaluation 3D (Duong, Cheriet et Labelle, 2010; Kadoury et Labelle, 2011; Poncet et al., 2000; Sangole et al., 2009). Les indices généralement utilisés dans ces classements sont (1) l'âge lors du diagnostic, (2) le niveau de sévérité de la courbure défini par l'angle de Cobb, (3) le type de courbure selon la localisation de la vertèbre apicale, et (4) la présence d'une courbure ou plusieurs (Negrini et al., 2012). Sachant que les indices de mesures d'angles quantifiant les déformations sont relevés à partir de projections bidimensionnelles (2D) du rachis, ils ne représentent qu'une simplification des déformations de nature 3D de la scoliose. C'est pour cette raison que le classement des déformations scoliotiques fondé sur la reconstruction 3D du rachis, générées par ordinateur, a été développé (Labelle et al., 2011). Cette approche de visualisation, représentée par la vue da Vinci (Figure 1.14), est basée sur l'ampleur des courbures et l'orientation des plans de déformation maximale des régions PT, MT et TL/L. Chacun de ces plans de déformation maximale sont défini par les vertèbres limite supérieure, apicale et limite inférieure (EAE).

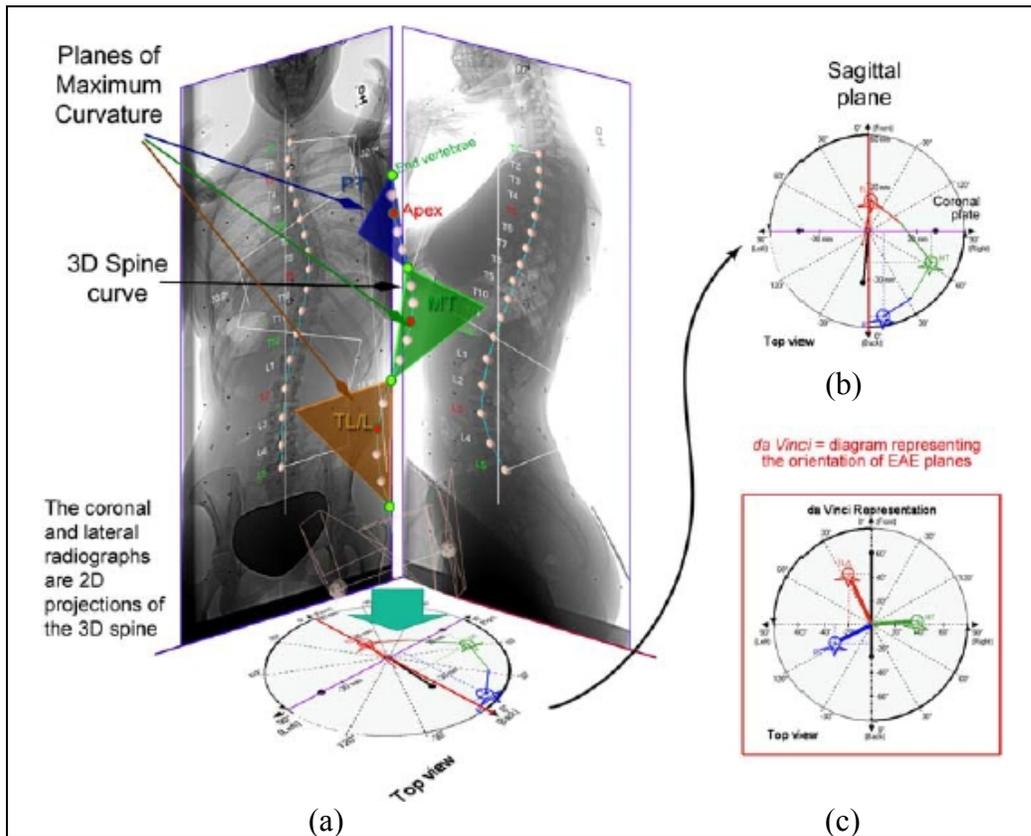


Figure 1.14 Représentation des déformations scoliotiques 3D par la vue da Vinci
 (a) reconstruction des courbures rachidiennes, fondée sur les radiographies frontal et latéral,
 ainsi que les plans de déformation maximale pour les régions PT, MT et TL/L
 (b) projection réelle de la vue da Vinci (c) représentation de la vue da Vinci
 Tirée de Labelle et al. (2011, p. S42)

Le potentiel de progression de la scoliose dépend, entre-autre, de la vitesse de croissance et de la croissance résiduelle : si la croissance osseuse n'est pas complétée, il y a un plus grand risque d'aggravation. Ce risque d'évolution est maximal au cours des poussées de croissance. L'indice de Risser est le plus fréquemment utilisé en clinique pour évaluer l'âge osseux. Cette maturité osseuse est caractérisée par l'ossification de la plaque de croissance sur la crête iliaque, où un indice de Risser de 0 ne présente pas encore de signe d'ossification et celui à 5 indique une plaque de croissance complètement ossifiée et fusionnée (Figure 1.15).

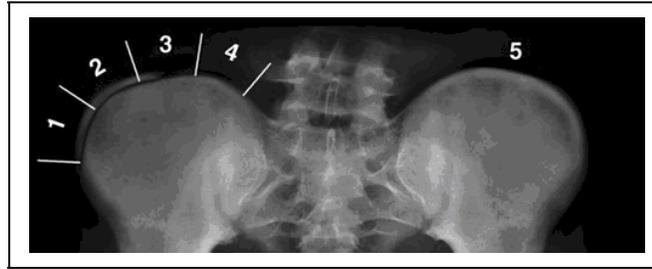


Figure 1.15 Indice de Risser mesuré sur les crêtes iliaques
Tirée de <http://www.srs.org/professionals/conditions_and_treatment/adolescent_idiopathic_scoliosis/treatment.htm>, consulté le 24 novembre 2012.

Un facteur, d'origine biomécanique, qui joue un rôle de cercle vicieux dans la progression de la déformation du rachis est le principe de Hueter-Volkman. Ce principe implique que la croissance est ralentie lors d'une augmentation de compression et elle est accélérée lorsque le chargement est réduit. Dans le cas d'une scoliose, il y a un chargement gravitationnel asymétrique sur les plaques de croissance vertébrales. Cet effet de compression appliquée sur le côté concave du corps vertébral ralentit la croissance de ce côté, créant ainsi une déformation vertébrale en forme de coin, ou cunéiformisation (Figure 1.16) (Stokes, 2007). Sachant que les courbes scoliotiques évoluent plus rapidement en période de croissance, la cunéiformisation vertébrale engendre alors une courbure scoliotique plus prononcée.

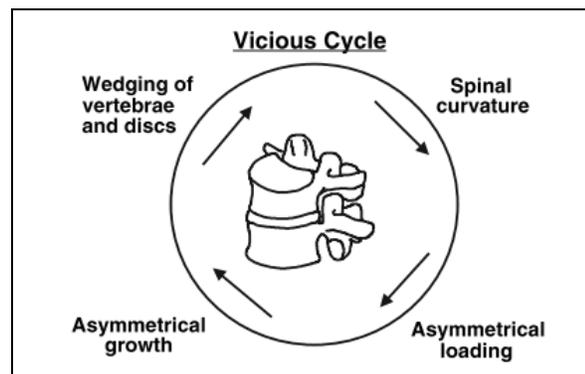


Figure 1.16 Principe de Hueter-Volkman
Tirée de Stokes (2007, p. 1622)

Les courbures scoliotiques ont une tendance inhérente à augmenter. Toutefois, le degré de progression chez chaque patient varie selon plusieurs facteurs. Plusieurs études (Parent, Newton et Wenger, 2005; Soucacos et al., 1998) révèlent que les paramètres influençant principalement la progression scoliotique sont : le sexe (filles), le type de courbure (thoracique droite et double courbure pour les filles, puis lombaire droite pour les garçons), la maturité (avant le premier cycle menstruel pour les filles). Puis, les facteurs qui possèdent un impact moindre sont : l'âge (période de la poussée de croissance pubertaire) et l'amplitude de la courbure ($\geq 30^\circ$) (Soucacos et al., 1998). En sachant quels facteurs contribuent à la progression des courbures, il est primordial d'être vigilant pour détecter ces scolioses le plus tôt possible afin de choisir le traitement approprié.

1.3.3 Traitements de la scoliose

Le type de traitement offert pour la scoliose varie en fonction du degré de sévérité de la courbure, de la maturité osseuse du patient ainsi que du risque de progression (Greiner, 2002). Pour une scoliose faible à moyenne, où l'angle de Cobb est entre 20° à 40° , le traitement orthopédique par corset est prescrit, tandis que pour une scoliose sévère, où l'angle de Cobb est supérieur à 50° , l'intervention chirurgicale est préconisée. Il existe également des techniques de base de rééducation et de réadaptation dans la kinésithérapie qui s'intègrent dans le traitement orthopédique conservateur et chirurgical (Mary et al., 2009, Hundozi-Hysenaj et al., 2009; Kowalski et al., 2001; Dobosiewicz et al., 2002; Muller et al., 2010). Ces traitements consistent en l'application thérapeutique d'un programme d'exercices de certains mouvements actifs et passifs. Le but du programme est d'entretenir les amplitudes articulaires vertébrales et costo-vertébrales; de renforcer les muscles érecteurs du rachis en contrôlant les mouvements; d'entretenir la fonction respiratoire ainsi que de travailler la statique respiratoire.

1.3.3.1 Corset

Le traitement orthopédique conservateur consiste à porter une orthèse de correction pour le rachis, tel le corset (Figure 1.17). Son but est de ralentir le processus d'aggravation pour une courbure scoliothique faible à moyenne avant la fin de la croissance osseuse du patient. Il existe plusieurs types de corsets (corset de Milwaukee, corset de Boston, corset de Chêneau, corset de Charleston, corset souple SpineCor, etc.), chacun ayant des spécifications différentes concernant le mode d'emploi, mais ayant le même principe de base. Par exemple, le corset de Boston doit être porté 22 heures par jour, tandis que le corset Charleston doit être porté seulement de nuit. Pour ce qui est du principe de base, il s'agit d'appliquer des pressions externes de façon continue, pour que ces forces soient transmises à la colonne vertébrale au travers de la peau, des muscles, des tissus adipeux, de la cage thoracique, de l'abdomen et du bassin (Negrini et al., 2010; Delorme et al., 2003).

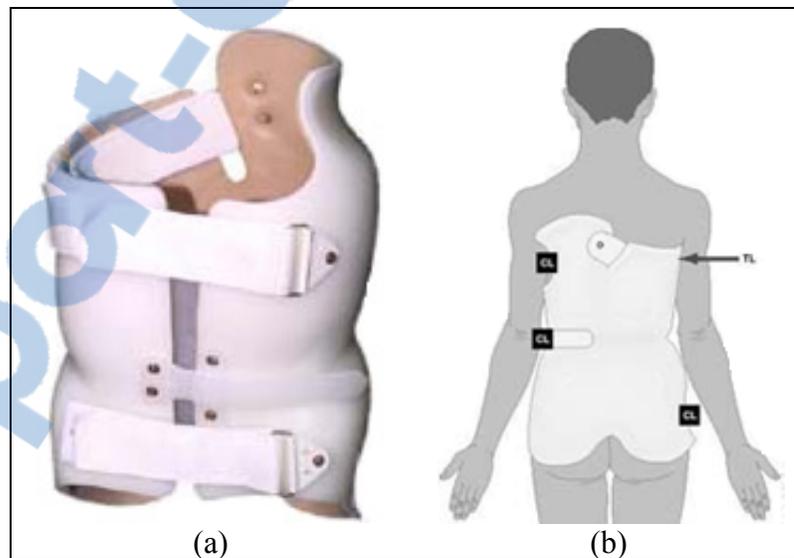


Figure 1.17 Traitement par corset

(a) modèle réel d'un corset (b) représentation du corset sur un sujet

Tirée de <<http://www.orthotic.com/scolio.html>>, consulté le 9 avril 2009.

Le type de corset prescrit pour chaque patient varie en fonction du type de scoliose et de sa localisation. Cependant, un consensus n'est pas établi quant au corset le plus efficace pour ralentir la progression scoliotique et même quant à l'efficacité globale du traitement par corset (Brox et al., 2012; Negrini et al., 2012). Le corset qui est le plus répandu en Amérique du nord est le corset de Boston (Trobisch, Suess et Schwab, 2010). Ce dernier est composé d'un plastique rigide. À l'aide de sangles et des coussinets d'appui, il est possible d'ajuster la tension appliquée à l'interface de contact entre le corset et le tronc du patient afin de tenter de replacer les structures scoliotiques. Les avantages de ce type de traitement sont qu'il s'agit d'un processus non-invasif et qu'il permet de préserver une liberté de mouvement du patient. Suite à des craintes au point de vue social ou esthétique de la part du patient, ou même en raison de l'inconfort qu'il occasionne, le port du corset est souvent négligé. Une étude (Brox et al., 2012) menée sur le port du corset révèle que le risque d'évolution de la scoliose, ainsi que le taux de chirurgie sont réduits lorsque le corset est porté tel qu'indiqué par le médecin-orthopédique, et ce pour une durée supérieure à 20 heures.

1.3.3.2 Chirurgie

Dans les cas où l'amplitude de la courbure est supérieure à 50° , que l'âge de puberté est atteint et que les déformations ont trop progressées, malgré le port de corset ou non, ou que le patient n'est pas satisfait de l'apparence physique de son dos, le patient se verra prescrire le traitement chirurgical. Cette intervention invasive vise à redresser le rachis (Figure 1.18), arrêter la progression des déformations, obtenir un rachis équilibré, préserver la mobilité rachidienne, éviter les complications cardio-respiratoires ainsi qu'améliorer l'esthétique et la qualité de vie du patient (Joncas, 2000; Majdoulina et al., 2012; Weinstein et al., 2008).

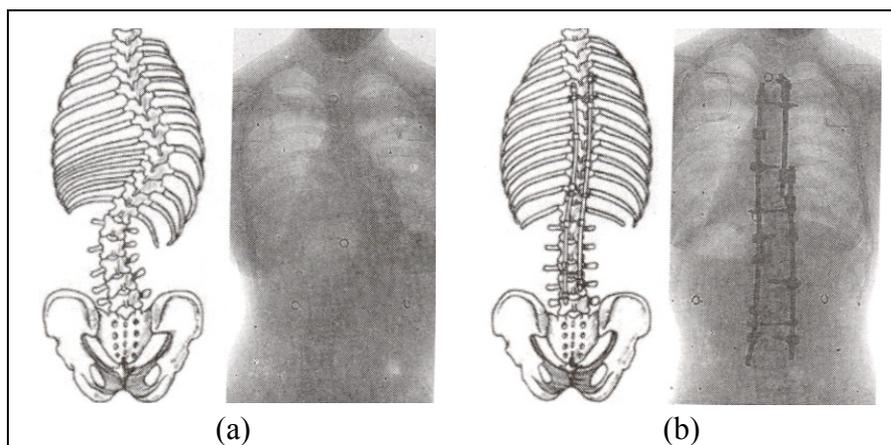


Figure 1.18 Schéma du rachis sciotique suivi d'une radiographie
 (a) représentation préopératoire (b) représentation postopératoire
 Tirée de Joncas (2000, p. 48)

Le principe de base de la chirurgie sciotique consiste à instrumenter la courbure structurale du rachis et de fusionner les vertèbres de ce segment avec une greffe osseuse pour renforcer la correction. L'instrumentation est constituée de tiges métalliques maintenues en place à l'aide de vis pédiculaires, de crochets ou de câbles. Une combinaison de forces en translation, rotation, distraction et compression est effectuée au niveau vertébral lors du positionnement des tiges pour atteindre la correction rachidienne optimale (Majdouline et al., 2009). De plus, afin de réduire la gibbosité, il arrive qu'une thoracoplastie soit réalisée lors de l'instrumentation ou lors d'une deuxième chirurgie pour retirer en partie ou en totalité certaines côtes. La stratégie de correction employée (prise de décision sur le choix du niveau de fusion, du système d'instrumentation ou de la technique chirurgicale) varie en fonction de l'expérience et des connaissances du chirurgien (Majdouline et al., 2009).

1.4 Techniques d'évaluation de la flexibilité sciotique

L'évaluation de la flexibilité rachidienne est un paramètre biomécanique décisif lors de la planification chirurgicale de la SIA (Cheh et al., 2007; Lamarre et al., 2009; Petit, Aubin et Labelle, 2004). L'indice reflétant la flexibilité est ainsi utilisé par le chirurgien pour obtenir une meilleure correction des courbures. Pour déterminer l'étendue de l'instrumentation, le

chirurgien analyse aussi les courbes adjacentes à la courbure structurale. Plus les courbes adjacentes sont souples, plus le chirurgien aura tendance à recourir à une instrumentation courte, se limitant à la courbure structurale, puisque les courbes adjacentes pourront s'adapter aux modifications apportées au rachis, tout en évitant un déséquilibre global du tronc. De plus, il est envisageable d'utiliser ce type d'indice de flexibilité pour personnaliser les simulations des traitements par instrumentation (Aubin et al., 2008; Aubin et al., 2003) et même par corset (Clin, Aubin et Labelle, 2007; Clin et al., 2010a; Desbiens-Blais et al., 2012). La simulation de ces traitements permet d'évaluer différents paramètres, tels que les choix d'instrumentation utilisés lors d'une chirurgie ou le type de corset, permettant d'offrir la meilleure correction pour chaque patient (Lafon et al., 2010). La flexibilité rachidienne peut être évaluée par deux types de techniques, soit *in vitro* ou *in vivo*. Cette section présente ces deux techniques, où la première est décrite brièvement, et la deuxième est détaillée plus en profondeur, tout en incluant les différents tests existant pour évaluer la flexibilité.

1.4.1 Techniques *in vitro*

La technique d'évaluation *in vitro* consiste à déterminer la flexibilité d'un segment rachidien cadavérique à partir d'un montage expérimental. Ce montage permet de simuler les différents mouvements élémentaires des vertèbres (Figure 1.5), et ce, dans des conditions représentant un phénomène étudié. Pour ce faire, Panjabi, Brand et White (1976a); (1976b) ont mené une étude sur le comportement biomécanique de plusieurs segments formés de deux vertèbres adjacentes, y compris les tissus mous régissant la flexibilité, sur lesquels ils ont appliqué une combinaison de six forces et six moments pour comprendre les propriétés mécaniques en jeu à l'aide des courbes force-déplacement.

Plusieurs études (Aubin et al., 2008; Desbiens-Blais et al., 2012; Lafon et al., 2010; Little et Adam, 2012; Martino et al., 2013) portant sur la simulation d'un traitement scoliotique à partir des modèles biomécaniques, soit multi-corps ou par éléments finis, sont basées sur la littérature où les données de flexibilité *in vitro* sont relevées sur des spécimens adultes. Ensuite, pour atteindre la flexibilité rachidienne spécifique à chaque patient, un ajustement

du modèle biomécanique est effectué par un algorithme d'optimisation réduisant la différence entre les angles de la courbure scoliothique obtenu lors de la simulation et celui obtenu lors d'un test de flexibilité *in vivo* (Petit, Aubin et Labelle, 2004). Quoique ces simulations permettent de donner une idée globale du comportement rachidien, la technique *in vitro* ne répond pas entièrement aux propriétés élastiques des tissus mous personnalisées pour un adolescent scoliothique relevées par une technique *in vivo* (Hasler, Hefti et Buchler, 2010; Lafon et al., 2010). Il y a une pénurie de données dans la littérature concernant la flexibilité des rachis scoliothique pédiatrique cadavérique et les modèles ne prennent pas nécessairement en considération la cage thoracique ou les muscles rachidiens. D'où vient l'importance d'identifier l'indice de flexibilité *in vivo* spécifique aux patients pour la compréhension des rachis scoliothiques (Lafon et al., 2010).

1.4.2 Techniques *in vivo*

La technique d'évaluation *in vivo*, quant à elle, consiste à déterminer la flexibilité rachidienne d'un individu lorsque celui-ci effectue un mouvement spécifique lors d'un test de flexibilité. Actuellement, seuls les patients recevant l'instrumentation sont soumis à ce type de test étant donné qu'il requière des radiographies supplémentaires, ce qui représente une dose additionnelle importante d'irradiations, d'autant plus que son utilité n'a pas encore été clairement démontrée pour la planification du traitement par corset. En clinique, l'indice de réduction (1.1) scoliothique relevé à partir des tests de flexibilité est la variation entre les angles de Cobb mesurés sur les radiographies PA debout et lors du test de flexibilité.

$$Réduction [^\circ] = \alpha_{préop\ debout} - \alpha_{test\ flexibilité} \quad (1.1)$$

Cet indice sur la mobilité du rachis peut également être présenté sous la forme de réductibilité (1.2).

$$Réductibilité [\%] = \frac{\alpha_{préop\ debout} - \alpha_{test\ flexibilité}}{\alpha_{préop\ debout}} \cdot 100 \quad (1.2)$$

Cependant, il a été relevé dans la littérature (Chen et al., 2011a; Hasler, Hefti et Buchler, 2010; Lamarre et al., 2009; Petit, Aubin et Labelle, 2004) que pour qu'un test de flexibilité mesure réellement l'indice de flexibilité du rachis, ce test doit prendre en considération la force qui est impliquée lors du mouvement pour réduire les courbures scoliotiques. La connaissance de ces forces permet aux chirurgiens d'améliorer la planification chirurgicale en estimant plus précisément la flexibilité de la courbure ainsi que le moment de torsion requis pour corriger les déformations scoliotiques. La flexibilité se calcule comme suit :

1. Identifier sur la radiographie PA préopératoire en position debout (Figure 1.19) la dernière vertèbre limitant la courbe structurale (V_{inf}) ainsi que la vertèbre apicale (V_{apx});

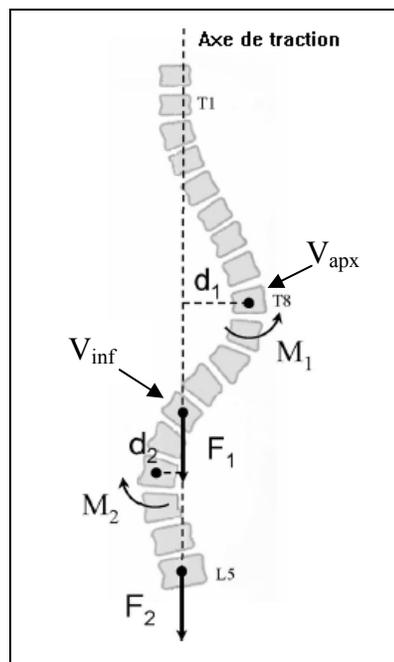


Figure 1.19 Distribution des forces lors de la suspension
Modifiée de Lamarre et al. (2009, p. 593)

2. Déterminer le poids des segments corporels représentant les membres inférieurs ainsi que le tronc, à l'aide de données anthropométriques (Chaffin, Anderson et Martin, 2006). Le Tableau 1.1 présente les fractions du poids associé à différents segments

corporel. Le poids représentant les membres inférieurs comprend deux fois la proportion des pieds et des jambes (parties du haut et du bas) ainsi que du ratio du bassin. Tandis que la proportion du tronc est la différence entre les segments corporels du tronc et bassin avec celle du bassin uniquement.

Fraction du poids corporel représentant les membres inférieurs:

$$2 \cdot (0,0138 + 0,0481 + 0,1318) + 0,1358 = \mathbf{0,5232}$$
 pour une femme

$$2 \cdot (0,0147 + 0,0433 + 0,1262) + 0,1302 = \mathbf{0,4986}$$
 pour un homme

Fraction du poids corporel représentant le tronc:

$$0,4451 - 0,1358 = \mathbf{0,3093}$$
 pour une femme

$$0,4515 - 0,1302 = \mathbf{0,3213}$$
 pour un homme

Tableau 1.1 Proportion du poids total relatif aux segments corporels
Adapté de Chaffin, Anderson et Martin (2006, p. 41)

Segment de poids corporel	Valeurs recommandées pour les personnes de sexe féminin (f) et masculin (m)	
Bassin	f	0,1358
	m	0,1302
Tronc et bassin	f	0,4451
	m	0,4515
Jambe - partie du haut	f	0,1318
	m	0,1262
Jambe - partie du bas	f	0,0481
	m	0,0433
Pied	f	0,0138
	m	0,0147

- Calculer la force impliquée (1.3) pour réduire la courbure scoliotique. Il est à noter que le poids du tronc est en fonction du nombre de vertèbres se trouvant sous la vertèbre limite inférieure de la courbure scoliotique;

$$Force [N] = Poids_{membres\ inférieures} + \frac{\# vertèbres_{sous\ courbure}}{17} \cdot Poids_{tronc} \quad (1.3)$$

4. Définir le bras de levier par la distance entre la vertèbre apicale et l'axe de traction passant par la vertèbre limite inférieure;
5. Calculer le moment induit (1.4) à partir du produit entre la force de traction et le bras de levier;

$$\text{Moment [Nm]} = \text{Force} \cdot \text{bras de levier} \quad (1.4)$$

6. Calculer la flexibilité (1.5) en faisant le quotient de la réduction de la courbure scoliotique sur le moment induit nécessaire pour effectuer le changement dans la géométrie du rachis.

$$\text{Flexibilité [°/Nm]} = \frac{\text{Réduction}}{\text{Moment}} \quad (1.5)$$

Dans le but d'estimer la flexibilité rachidienne personnalisée, plusieurs méthodes d'évaluation préopératoire de la flexibilité scoliotiques ont vu le jour (Chen et al., 2011a; Klepps et al., 2001; Liu et al., 2010). Ces tests visent à évaluer l'étendue des courbures structurales, le niveau des vertèbres à instrumenter et à fusionner, l'approche chirurgicale à suivre, ainsi que la réduction possible à atteindre suite à la correction (Chen et al., 2011b; Liu et al., 2010). Dans la section qui suit, cinq tests d'évaluation de la flexibilité sont présentés.

1.4.2.1 Test d'inflexion latérale maximale volontaire

Le test d'inflexion latérale maximale volontaire (Figure 1.20), mieux connu sous le nom de « *side-bending* » (SB) est considéré comme le test de référence pour estimer la flexibilité rachidienne (Cheh et al., 2007; Liu et al., 2010). Le SB est conventionnellement utilisé en clinique, en raison de sa facilité d'exécution, afin d'évaluer la capacité à une courbure de se déplier lorsqu'elle est exécutée du côté convexe. Cette évaluation consiste à demander au patient de s'incliner latéralement le plus qu'il peut de chaque côté, pour en prendre une

radiographie PA dans chaque posture. Il est à noter que le SB ne permet pas d'acquérir une radiographie LAT puisque cette vue ne procure pas une bonne visibilité des structures anatomiques en raison de la superposition importante des vertèbres sur cette vue en position de flexion latérale. Ce test peut s'effectuer à partir d'une position debout ou couchée sur le dos. Il est à noter que ce test requiert deux radiographies additionnelles à celle prise en position debout pour effectuer l'évaluation, augmentant la dose d'irradiation au patient.

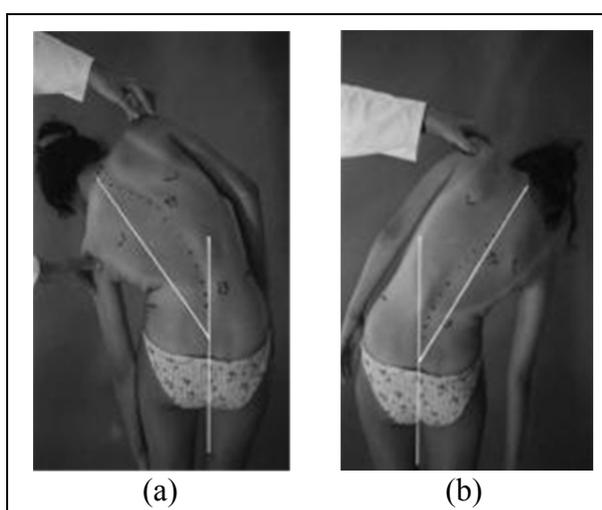


Figure 1.20 Test d'inflexion latérale dans le plan frontal
(a) inflexion à droite (b) inflexion à gauche

Tirée de http://www.demauroy.net/bilan_clinique_scoliose.htm, Consulté le 5 juin 2013.

L'avantage principal que possède ce test est qu'il permet une bonne réduction de l'angle de Cobb pour les courbes thoraciques proximales et les courbes lombaires (Cheh et al., 2007; Klepps et al., 2001), et ce, plus précisément pour les courbures inférieures à 60° (Vaughan, Winter et Lonstein, 1996). L'étude menée par Watanabe et al. (2007) concorde partiellement avec ces résultats, en concluant que le test d'inflexion latérale offre une correction efficace seulement pour les courbures thoracolumbaires/lombaires. Il a même été soulevé par King et al. (1983) que le SB permet de prédire avec efficacité la correction postopératoire résultante de l'instrumentation de Harrington dans la région thoracique, d'autant plus que ce test est très utile pour établir les niveaux de fusion vertébraux. Cependant le SB reflète moins bien la correction obtenue par les nouvelles techniques d'instrumentation avec les vis pédiculaires

(Chen et al., 2011a; Klepps et al., 2001; Li et al., 2013; Liu et al., 2010). L'inconvénient majeur de ce test est qu'il peut être difficilement standardisé en raison du faible taux de reproductibilité dû soit à la participation active du patient, soit au niveau d'expertise du technologue. D'autant plus, il est impossible de quantifier la force impliquée lors du mouvement de réduction de la courbure puisqu'elle provient de la contraction musculaire. Donc, ce test ne permet pas d'évaluer la flexibilité.

1.4.2.2 Test d'inflexion latérale avec point d'appui

Le test d'inflexion latérale avec point d'appui (Figure 1.21), autrement connu sous le nom de « *fulcrum bending* » (FB), consiste à coucher le patient latéralement sur un plan horizontal, et ce, en plaçant un cylindre radiotransparent matelassé sous la vertèbre apicale du côté convexe de la courbure à l'étude. Par exemple, pour une scoliose thoracique, l'appui doit être positionné sous la côte correspondante à l'apex de la courbe, tandis que pour une scoliose lombaire, l'appui doit être placé directement sous la vertèbre apicale (Cheung et Luk, 1997). En raison de l'instabilité probable du patient, des sacs de sable peuvent être placés autour du patient pour atteindre un positionnement adéquat. De même que pour le SB, le FB nécessite deux acquisitions radiographiques si le patient possède une scoliose double et il ne permet pas d'effectuer une Rx LAT.



Figure 1.21 Test d'inflexion latérale avec point d'appui
Tirée de Little et Adam (2009, p. E77)

L'avantage principal que possède cette méthode d'évaluation est que l'activation musculaire volontaire de la part du patient n'est pas requise et que la force appliquée, pouvant être mesurée à partir d'un capteur de pression installé sous le patient, est constante et reproductible. Toutefois, certains patients peuvent ressentir de l'inconfort lors de l'évaluation et s'empêchent d'atteindre la mobilité maximale de la courbure, engendrant un biais lors du test (Davis et al., 2004). Le FB permet une meilleure réduction des courbes thoraciques que le test d'inflexion latérale volontaire (Cheung et Luk, 1997). De plus, le FB est le test le plus efficace pour déterminer la réduction maximale des courbures thoraciques modérées (Cheh et al., 2007). Quoique Chen et al. (2011a) suggèrent que le FB permet d'atteindre des angles se rapprochant des angles postopératoires, Klepps et al. (2001) émettent que ce test ne prédit pas avec exactitude la correction postopératoire. Également, il n'est pas efficace pour déterminer la réductibilité des courbes thoraciques supérieures, ni pour évaluer l'équilibre rachidien global.

1.4.2.3 Test de poussées latérales en procubitus

Le test de poussées latérales en procubitus (Figure 1.22), communément appelé « *push-prone* » (PP), requiert l'intervention de plusieurs techniciens pour appliquer des forces correctionnelles sur le patient à partir de trois points d'appuis. Ces forces sont manuellement appliquées par l'intermédiaire de coussins sur les flancs du patient par deux techniciens médicaux spécialisés. Pendant que le premier technicien applique une force de translation au niveau de la vertèbre apicale de la courbe structurale majeure, le deuxième technicien applique deux forces stabilisatrices sur le flanc opposé, l'une au niveau des aisselles et l'autre sur le bassin (Vedantam et al., 2000). Le patient doit être passivement couché sur le ventre sur une table radiographique, avec les bras allongés au-dessus de la tête.



Figure 1.22 Test de poussées latérales en procubitus
Tirée de Vedantam et al. (2000, p. 77)

Le PP ne permet pas l'évaluation des courbures thoraciques supérieures, où l'apex se trouve entre T1 et T4, puisque les bras limitent l'accès à la région apicale où la force devrait être appliquée, d'autant plus que cette force doit se trouver entre les deux forces stabilisatrices (Lamarre, 2008). Cette technique permet d'évaluer l'équilibre rachidien global avec une seule radiographie PA, tout en permettant de déterminer l'influence de la correction de la courbure structurale majeure sur les courbures complémentaires (Liu et al., 2010; Vedantam et al., 2000). Toutefois, le PP sous-estime l'amplitude de correction postopératoire (Liu et al., 2010). L'inconvénient majeur de cette méthode est que les forces imposées sur le tronc sont inconnues (mais mesurable avec des capteurs de pression), variables et dépendantes des habilités des technologues, rendant ce test peu reproductible et difficilement standardisable (Cheh et al., 2007). Toutefois, il serait possible de standardiser ce test en désignant une table automatisée où l'application de forces connues pourrait être effectuée mécaniquement. En raison de la présence d'obstacles, tels les coussins d'appui et les technologues, il est impossible d'acquérir une radiographie latérale.

1.4.2.4 Test de traction avec poussées latérales

Le test de traction avec poussées latérales, connu sous le nom « *push-traction film* » (PTF) combine l'application de deux forces correctrices, qui sont la distraction axiale et la translation (Chen et al., 2011a; Davis et al., 2004; Ibrahim et al., 2008). Dans le cas où la traction du patient se fait sous anesthésie générale, « *traction under general anesthetic* » (TUA), cette évaluation de la flexibilité s'effectue le jour même de l'intervention chirurgicale, quelque temps avant l'opération. Pour procéder à la distraction axiale, une force de traction est exercée au niveau des aisselles et l'autre est appliquée dans le sens inverse sur les membres inférieurs (Figure 1.23 (a)). Pendant ce temps, une force latérale transverse est appliquée au niveau de l'apex de la courbure (Figure 1.23 (b)). Il y a possibilité de standardiser ce test dans le cas où une table de traction est utilisée car les forces de traction et de translation appliquées sur le rachis sont constantes et peuvent être mesurées. Dans le cas où ce sont des techniciens qui exercent manuellement ces forces, ce test demeure difficile à standardiser, d'autant plus que les techniciens sont exposés aux irradiations. Dans l'étude menée par Chen et al. (2011a), l'amplitude des deux forces appliquées sur le patient étaient le tiers du poids du patient. Malgré le fait que le taux de correction du PTF en utilisant des forces correspondant au tiers du poids du patients n'est pas équivalent à celui obtenu en postopératoire, ils confirment que le PTF obtient le meilleur taux de correction, en plus d'être une méthode plus stable et précise pour prédire la flexibilité. D'ailleurs, Hamzaoglu et al. (2005) recommandent que la force de traction établie pour chaque patient soit la moitié de son poids avec une charge maximale de 30 kg. L'inconvénient majeur de ce test est qu'il peut s'avérer dangereux pour le patient si une force excessive en traction est exercée sur le rachis et que certains nerfs soient étirés : ce test peut engendrer des risques de blessures neurologiques telle la paraplégie (Kumar, 1996). Quand le patient demeure conscient lors du test, il est possible d'évaluer son état de santé concernant la douleur et la perte de sensation dans les membres. D'un autre côté, lorsque le patient est anesthésié, il devient entièrement passif, permettant un relâchement musculaire, d'autant plus que les spasmes ou contractions involontaires cessent. Le TUA permet d'éliminer les problèmes de manque de coopération de la part du patient.



Figure 1.23 Test de traction sous anesthésie générale

- (a) application de la distraction axiale par 1 – planche crâniale et 3 – bande de traction crâniale ainsi que 2 – planche caudale et 4 – bande de traction caudale
 (b) application de la force de translation par 6 – plateau de poussée et 7 – plateau d’appui
 Modifiée de Chen et al. (2011a, p. 1680)

Le test de traction, y compris le PTF, permet de mieux prédire la flexibilité d’une courbe ayant un angle de Cobb supérieur à 60° que le SB (Chen et al., 2011a; Ibrahim et al., 2008; Liu et al., 2010; Vaughan, Winter et Lonstein, 1996). Selon Davis et al. (2004), le TUA est supérieur aux autres tests pour évaluer les courbures, qu’elles soient plus grandes ou plus petites que 60°. Ils affirment même que le TUA démontre une bonne corrélation avec la correction postopératoire. Une seule radiographie est nécessaire pour évaluer l’ensemble des courbures rachidiennes, mais il n’est pas possible d’acquérir une radiographie latérale. Le TUA permet d’estimer l’équilibre rachidien en plus de prédire le comportement de la courbure TL/L secondaire suite à la correction de la courbure thoracique structurale (Liu et al., 2010). L’utilisation d’un lit de traction requiert un certain niveau d’expertise étant donné que son processus est relativement complexe (Chen et al., 2011a). Néanmoins, les techniciens qui appliquent manuellement les forces doivent également avoir de l’expertise pour ne pas blesser le patient.

1.4.2.5 Test de suspension

Le test de suspension (SP) consiste à soulever le patient, de façon à obtenir une force de traction axiale sur le rachis, résultant du poids du patient. Deux types de techniques de suspension sont présentées dans la littérature. La première technique est de forme passive, où le patient se fait suspendre (Buchler et al., 2014; Lamarre et al., 2009). Par exemple, cette technique consiste à soulever le patient jusqu'à ce que ses pieds décollent complètement du sol, et ce, à l'aide d'un harnais rigide qui supporte ce dernier par les aisselles (Figure 1.24 (a)). Le harnais est conçu de façon à positionner les bras légèrement vers l'avant afin de dégager le rachis et d'offrir la possibilité d'acquérir une radiographie dans le plan latéral. Lors de cette évaluation, le patient doit se laisser suspendre. Autrement dit, il doit se détendre pour minimiser la contraction musculaire. Pour ce qui est de la deuxième technique, elle est de forme active, où le patient doit se suspendre lui-même (Chen et al., 2011a). Pour cette technique, le patient doit d'abord être couché en décubitus dorsal sur une table inclinable avec les deux mains au-dessus de la tête, agrippées à une barre horizontale. Par la suite, la table est érigée de façon à ce que les pieds du patient soient complètement dans le vide. Kuroki et al. (2012) apportent une légère variation à cette technique, qui est d'utiliser un appareil déjà érigé, où la hauteur de la barre horizontale est réglable pour que le patient atteigne la position suspendue (Figure 1.24 (b)). Ici, les patients doivent aussi se tenir à la barre, mais il est précisé qu'ils doivent s'efforcer pour étirer leur dos et que leurs orteils doivent toucher légèrement le sol afin d'éviter le balancement. Cette technique implique donc une participation active du patient ainsi qu'un effort physique pour se maintenir suspendu. Il n'est pas précisé dans la littérature s'il est possible d'acquérir une Rx LAT avec la deuxième technique de suspension. Ceci dit, il est fort probable que la structure de l'appareil obstrue la visibilité du rachis dans la vue de profil.

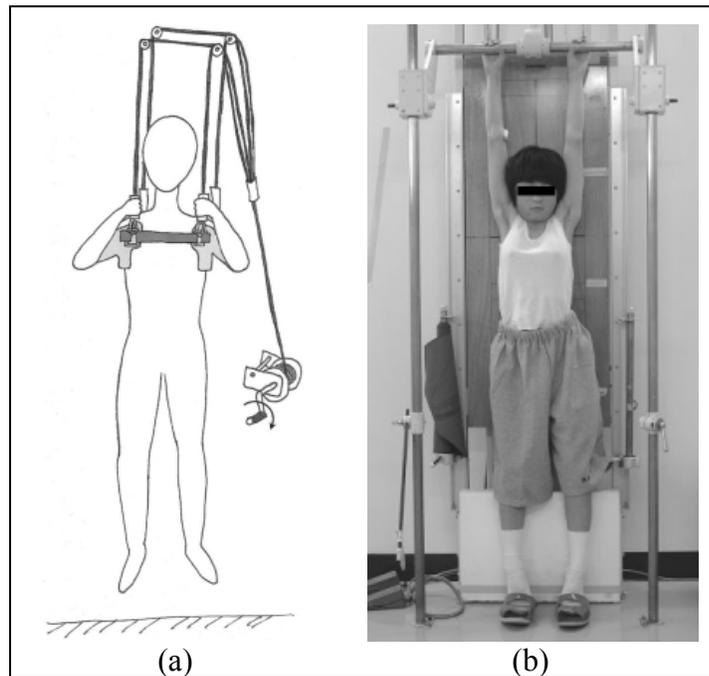


Figure 1.24 Test de suspension

(a) le patient est suspendu (b) le patient se suspend lui-même

Tirées de (a) Lamarre et al. (2009, p. 592) et de (b) Kuroki et al. (2012, p. 3)

L'inconvénient majeur du SP est que la stabilité du patient peut être compromise lors de la suspension. Le balancement de ce dernier influencerait la qualité de l'image radiographique. Pour remédier à cette situation, il est recommandé que les pieds du patient demeurent en contact avec le sol. De plus, il peut être difficile d'évaluer les courbures thoraciques supérieures en raison de la mauvaise répartition de l'effort de traction. Lors de la suspension, cet effort rachidien est réparti du point de soutien, se trouvant au même niveau rachidien que les aisselles, jusqu'au bassin; le segment T1 à T4 est alors moins sollicité (Lamarre, 2008).

L'avantage principal du SP est qu'il est possible de mesurer les forces impliquées (poids du patient) pour réduire les courbures scoliotiques, ce qui permet d'évaluer la flexibilité rachidienne, contrairement à l'ensemble des autres tests conventionnels où la réductibilité des courbures est mesurée (Lamarre et al., 2009; Petit, Aubin et Labelle, 2004). D'ailleurs, cette évaluation rachidienne ne requiert qu'une seule radiographie dans le plan frontal pour évaluer l'ensemble des courbures scoliotiques en 2D. En ce qui concerne la première technique, étant

donné que des radiographies peuvent être acquises dans les vue PA et LAT, et ce, dans une position érigée, il est envisageable d'utiliser un système radiographique à basse dose appelé le EOS™ (EOS™, *Biospace Instruments*, France) pour réaliser les acquisitions (Dubousset et al., 2005). Grâce à ces deux clichés acquis simultanément, une reconstruction tridimensionnelle du rachis peut être effectuée avec le logiciel de ce système (IdefX, *Biospace Instruments*, France) (Dubousset, Ilharborde et Le Huec, 2014). Toutefois, EOS ne peut pas être utilisé avec la deuxième technique en raison de l'encombrement de l'appareil de suspension par rapport à l'espace restreint de la cabine radiographique.

Le test de suspension est comparable au test d'inflexion latérale en ce qui concerne l'estimation des réductions scoliotiques dans le plan PA. De façon générale, la suspension offre une meilleure réduction pour les courbures supérieures ou égales à 60°. De plus, le SP fournit une meilleure dérotation pour la vertèbre apicale que le SB (Lamarre et al., 2009). L'étude menée par Kuroki et al. (2012) a permis de conclure que la maturité osseuse du patient joue un rôle sur la correction scoliotique lorsqu'il est question de comparer les angles obtenus suite à l'installation initiale d'un corset et suite à la suspension du patient. En ce qui concerne les patients immatures, l'angle obtenu par la suspension tend à être plus élevé que celui obtenu par le corset, tandis que l'angle obtenu par la suspension a tendance à être plus petit dans le cas où les patients sont plus matures.

1.4.2.6 Résumé des techniques d'évaluation

Le Tableau 1.2 met en évidence les avantages et inconvénients de chacun des tests de flexibilité présentés dans ce mémoire.

Tableau 1.2 Récapitulatif des techniques d'évaluation de la flexibilité rachidienne

	Bibliographie	Avantages	Inconvénients
Inflexion latérale	Cheh et al. (2007) Chen et al. (2011a) Klepps et al. (2001) Li et al. (2013) Liu et al. (2010) Vedantam et al. (2000) Watanabe et al. (2007) Vaughan 1997 Vedantam 2000 Li 2011 Lamarre 2009	<ul style="list-style-type: none"> • Offre bonne réduction de l'angle de Cobb pour courbures thoraciques supérieures et lombaires • Efficace pour prédire la correction obtenue par les tiges Harrington 	<ul style="list-style-type: none"> • Impossible d'évaluer la flexibilité • Impossible de quantifier la force impliquée (contraction musculaire) • Participation active du patient • Difficile à standardiser • Requiert deux radiographies • Impossible de prendre une Rx LAT • Moins efficace pour prédire la correction résultante des nouvelles techniques d'instrumentation
Inflexion avec points d'appui	Cheh et al. (2007) Chen 2011 Cheung et Luk (1997) Davis et al. (2004) Hasler 2010 Hay 2008 Klepps et al. (2001) Luk 2012	<ul style="list-style-type: none"> • Offre meilleure réduction des courbes thoraciques et lombaire que SB • Participation passive du patient • Force constante pouvant être quantifiée (capteur de force) • Offre bonne estimation de la correction postopératoire pour approche postérieure 	<ul style="list-style-type: none"> • Risques d'instabilité lors du positionnement • Requiert deux radiographies si la courbure est double • Impossible de prendre une Rx LAT
Poussées latérales	Cheh et al. (2007) Chen 2011 Klepps 2001 Liu et al. (2010) Vedantam et al. (2000)	<ul style="list-style-type: none"> • Possibilité de standardiser avec processus mécanique • Potentiel de quantifier les forces • Participation passive du patient • Requiert une radiographie • Prédit l'effet de l'instrumentation de la courbure structurale sur les courbes secondaires 	<ul style="list-style-type: none"> • Difficile à standardiser actuellement • Impossible de prendre une Rx LAT • Force inconnue, variable et dépendante de l'intervention des technologues • Irradiation des techniciens qui appliquent les forces de poussées • Sous-estime l'amplitude de correction postopératoire • Moins efficace que le SB • Ne permet pas d'évaluer les courbes PT
Traction (PTF ou TUA)	Chen et al. (2011a) Davis et al. (2004) Hamzaoglu et al. (2005) Ibrahim et al. (2008) Kumar (1996) Liu et al. (2010)	<ul style="list-style-type: none"> • Possibilité de standardiser avec processus mécanique • Potentiel de quantifier les forces • Requiert une radiographie • Offre meilleure réduction que SB pour angle de Cobb > 60° • Prédit l'effet de l'instrumentation de la courbure structurale sur les courbes secondaires <p>Sous AG:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Participation passive du patient (relâchement des tissus mous) 	<ul style="list-style-type: none"> • Difficile à standardiser actuellement • Force inconnue, variable et dépendante de l'intervention des technologues • Risque de paraplégie si la force appliquée en traction est excessive • Impossible de prendre une Rx LAT • Irradiation des techniciens qui appliquent les forces de poussées <p>Sous AG:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Effectué le jour même de la chirurgie
Suspension	Chen et al. (2011a) Kuroki et al. (2012) Lamarre et al. (2009)	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure la vraie flexibilité • Force connue et constante (poids du patient) • Requiert une radiographie <p>1ère technique :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Participation passive du patient • Permet de prendre une Rx LAT • Rx à base dose permettant reconstruction 3D • Meilleure dérotation de Vapx que SB • Réduction générale de l'angle de Cobb similaire au SB • Meilleure réduction de l'angle de Cobb pour courbes sévères 	<ul style="list-style-type: none"> • Patient parfois instable • Évaluation difficile des courbes thoraciques supérieures (T1 à T4) <p>2ème technique</p> <ul style="list-style-type: none"> • Participation fortement active du patient • Pas de possibilité d'utilisation avec EOS : table/support encombrant

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU PROJET

L'évaluation biomécanique de la flexibilité du rachis scoliothique se fait couramment lors de la planification chirurgicale pour les patients ayant une scoliose sévère, et ce, dans le but de déterminer entre-autre la réductibilité de la courbure scoliothique. La simulation chirurgicale à l'aide de modèles biomécaniques (Aubin et al., 2008; Aubin et al., 2003; Lafon et al., 2010; Little et Adam, 2012; Majdouline et al., 2009) a été développée pour assister les chirurgiens lors de la planification préopératoire. Ces modèles sont d'ailleurs souvent personnalisés à l'aide de tests de flexibilité pour intégrer les propriétés mécaniques *in vivo* du rachis scoliothique spécifiques à chaque patient et prédire adéquatement la correction chirurgicale (Lafon et al., 2010; Little et Adam, 2012; Petit, Aubin et Labelle, 2004). Ces simulateurs de chirurgie scoliothique permettent ainsi de mieux prédire le comportement rachidien personnalisé résultant de l'instrumentation (Aubin et al., 2008; Lafon et al., 2010).

Les tests de flexibilité ne sont généralement pas préconisés pour le traitement par corsets étant donné qu'ils nécessitent des radiographies supplémentaires représentant une dose additionnelle importante d'irradiation et que leur pertinence pour ce traitement n'a pas été démontrée à ce jour. En effet, lors de la période de croissance, les patients qui se font prescrire un corset reçoivent déjà un suivi radiographique à tous les 4 à 6 mois pour évaluer la progression et ajuster la stratégie thérapeutique. À l'heure actuelle, les orthésistes emploient une méthode relativement empirique pour concevoir les corsets. Dans cette méthode, l'évaluation de la flexibilité se fait de façon approximative lors de la prise d'empreinte du patient. Aux fins de comparaison avec la littérature, une indication qualitative globale de la flexibilité est alors estimée pour chaque patient, soit flexible, normale ou rigide (Clin et al., 2010b; Desbiens-Blais, 2012; Lafon et al., 2010; Petit, Aubin et Labelle, 2004). En quantifiant la flexibilité spécifique de chaque patient, il sera alors possible de personnaliser la conception du corset en utilisant un MEF (Desbiens-Blais 2012).

Pour être envisageable, un test de flexibilité ciblé pour les patients traités par corset devrait satisfaire aux critères suivants : être une méthode standardisée, permettre au patient une participation passive, prendre en considération les forces appliquées lors du test et offrir une visibilité directe au tronc postérieur. Le test de suspension, développé au Centre Hospitalier Universitaire Sainte-Justine (Lamarre, 2008; 2009), répond à ces critères, quoique quelques modifications doivent être apportées au harnais de suspension.

L'objectif général de ce projet consiste donc à développer et évaluer une méthode non-irradiante pour évaluer la flexibilité des courbures scoliotiques à l'aide du test de suspension.

Plus spécifiquement, le projet vise à atteindre les objectifs suivants :

O1 : Adapter un système de suspension pouvant être utilisé lors d'une technique d'évaluation de la flexibilité. Cette adaptation consisterait en la modification d'un harnais permettant de suspendre une personne par les aisselles, tout en permettant la visibilité à des marqueurs externes positionnés au niveau dorsal par l'intermédiaire d'une caméra optique.

O2 : Proposer une méthode d'acquisition non-irradiante permettant de mesurer quantitativement la flexibilité spécifique de chaque patient. Cette proposition de méthode doit présenter le système de mesure optique pouvant remplacer le système d'acquisition radiographique, sachant que le système de mesure sera utilisé lors du test de flexibilité.

O3 : Évaluer la méthode d'acquisition non-irradiante dans le cadre d'une étude clinique.

CHAPITRE 3

CONCEPTION DE LA MÉTHODE D'ÉVALUATION NON-INVASIVE

Ce chapitre est divisé en deux parties. La première partie présente le test de flexibilité utilisé dans ce projet, incluant les changements apportés à ce test afin de répondre au premier objectif. Tandis que la deuxième partie décrit la méthode d'acquisition non-irradiante proposée par cette étude, ce qui correspond au deuxième objectif de ce mémoire.

3.1 Adaptation du test de flexibilité choisi

Cette section présente les critères de sélection pour la technique d'évaluation de flexibilité retenu, ainsi que les deux composants principaux du système utilisés par le test de suspension. Une révision de la conception du prototype pour la structure portante et pour le harnais de suspension était nécessaire pour cette étude.

3.1.1 Sélection de la technique d'évaluation retenue

La technique d'évaluation de la flexibilité retenue dans cette étude doit d'abord et avant tout être efficace pour réduire les courbures scoliotiques. En effet, l'étude clinique menée par Polly et Sturm (1998) conclut que les courbures thoraciques supérieures à 60° démontrent un niveau de flexibilité plus grand avec la traction, tandis que pour les courbures thoraciques et lombaires inférieures à 50°, c'est le SB qui est plus efficace. De plus, il a été relevé par Lamarre et al. (2009) que la suspension entraîne une réduction scoliotique similaire au SB.

Étant donné que cette étude cherche à mesurer l'indice de flexibilité rachidienne d'un patient scoliotique, il est important que le test prenne en considération la force impliquée lors du mouvement pour obtenir la correction temporaire des déformations. Il est également essentiel que le test soit reproductible et standardisable. De ce fait, le test ne doit pas requérir la participation active du patient ou des techniciens, puisque la force impliquée par l'individu ne

peut être mesurée et est variable d'un essai à l'autre. En conséquence, le test d'inflexion latérale ne sera pas sélectionné pour cette étude puisqu'il ne permet pas de connaître la force impliquée et que celle-ci est dépendante des capacités du patient. De plus, la deuxième technique du SP ne sera pas retenue non plus étant donné qu'il est dépendant de la participation active du patient pour se soulever par les bras.

Pour faciliter la procédure et le temps requis pour effectuer le test, il est préférable que ce dernier permette l'évaluation rachidienne globale des déformations scoliothiques. En d'autres termes, si le patient possède plus d'une courbure, le test proposé doit s'effectuer avec une seule acquisition et qu'il ne soit pas répété pour connaître la flexibilité des autres courbures, tels les tests de SB et FB.

Sachant que la scoliose est une déformation 3D, il est pertinent que le test offre la possibilité de reconstruire les déformations scoliothiques en 3D. Alors, d'un point de vue radiographique, le test doit permettre des acquisitions dans les plans PA et LAT. C'est pour cette raison que les tests de SB, FB, PP et traction ne sont pas retenus pour cette étude.

En prenant en considération les facteurs de sélection énumérés ci-haut, la technique d'évaluation de la flexibilité qui semble la plus prometteuse pour cette étude est la suspension. Non seulement ce test répond aux besoins de cette étude, il peut être effectué avec l'équipement déjà existant au CHU Sainte-Justine.

3.1.2 Description du mécanisme de suspension dans l'EOS

La structure portante du test de suspension utilisée dans le cadre de ce mémoire a été reprise du concept présenté par Lamarre et al. (2008; 2009) et modifiée par Jolyane Raynauld. Les changements majeurs apportés par Mme Raynauld au concept de suspension initial sont que celui-ci a été adapté à l'appareil radiographique à base dose EOSTM et un treuil électrique a été utilisé pour assurer l'action de levée verticale. Le mécanisme de suspension a été adapté à l'EOS parce que ce système d'imagerie réduit considérablement la dose d'irradiation

(réduction de 8 à 10 fois pour la Rx conventionnelle 2D) et parce qu'il offre la radiographie bi-planaire du patient debout, tout en permettant la reconstruction 3D du squelette (Dubousset et al., 2005; Dubousset, Ilharreborde et Le Huec, 2014).

Les numéros présentés dans la Figure 3.1 font référence aux différentes composantes du système de suspension, qui est formé d'un assemblage fixe et d'un assemblage amovible. L'assemblage fixe, servant à stabiliser l'ensemble du système, est compris entre une plaque d'acier (1), qui est boulonnée au plafond et qui sert de point d'ancrage aux poulies (2), et une plaque en aluminium (3), qui se trouve à l'extérieur du plafond suspendu et qui guide le roulement linéaire vertical. Afin de limiter les mouvements dans le plan horizontal et de solidifier l'assemblage, les deux plaques sont reliées entre elles par deux paires de câbles tendeurs croisés (4). L'assemblage amovible comporte deux composantes, soit un cadre (5) permettant d'accrocher les mousquetons du harnais et une plaque (6) permettant le pivot avant arrière du cadre. La plaque de pivot est reliée à la plaque d'aluminium de l'assemblage fixe par l'intermédiaire de quatre tiges de guidage (7). Deux câbles de suspension (8) relient la plaque de pivot au treuil, installé à l'intérieur du plafond suspendu, en passant par les poulies se trouvant dans l'assemblage fixe.

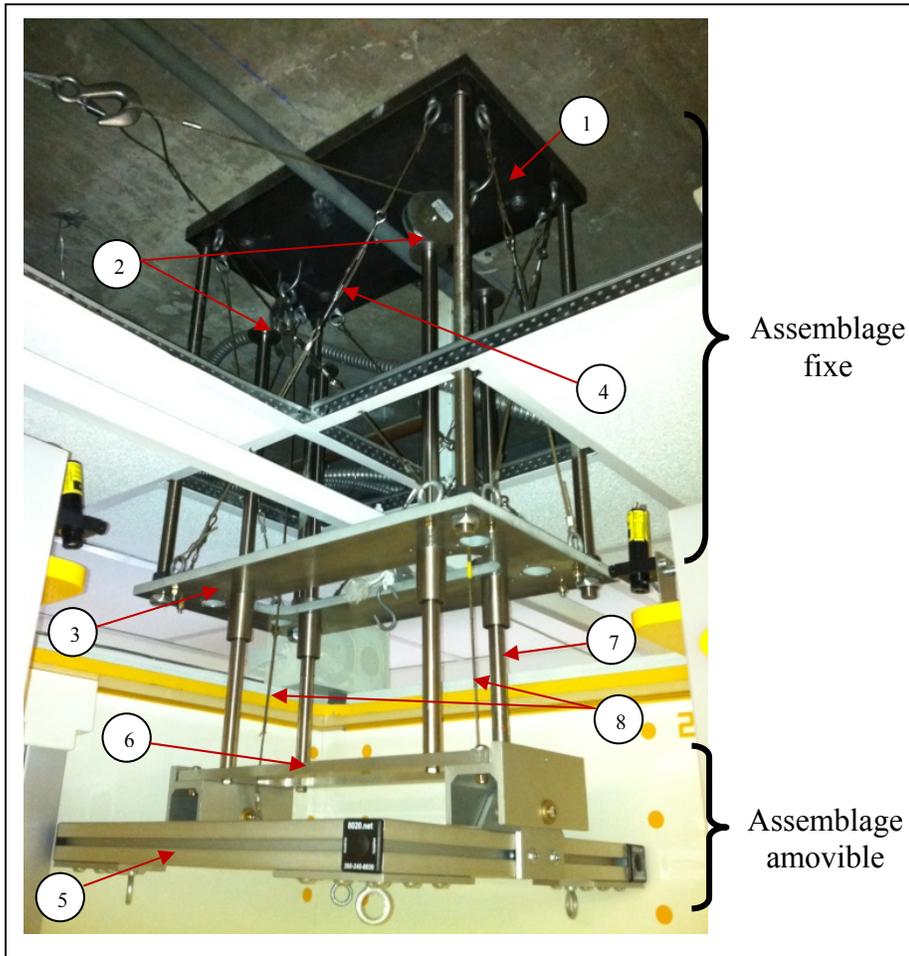


Figure 3.1 Système de suspension adapté à la cabine EOS

3.1.3 Modification du harnais de suspension

Cette section est subdivisée en trois parties. Dans un premier temps, l'état du harnais de suspension préexistant est présenté, suivi de l'analyse de défektivité de ce harnais, pour ensuite terminer avec la solution envisagée.

Le premier prototype du harnais de suspension (Figure 3.2 (a) et (b)) est constitué de deux coquilles rigides en fibre de verre avec un recouvrement intérieur en mousse pour le confort (Lamarre, 2008). Ces deux coquilles sont reliées entre elles par des bandes de néoprène (noires), l'une antérieure et l'autre postérieure, qui doivent être ajustées sur les patients par

des bandes de velcros. Deux autres bandes de néoprène (bleues) sont utilisées pour enrrouler les membres supérieures à l'intérieure des coquilles afin de maintenir le patient solidement lors de la suspension.

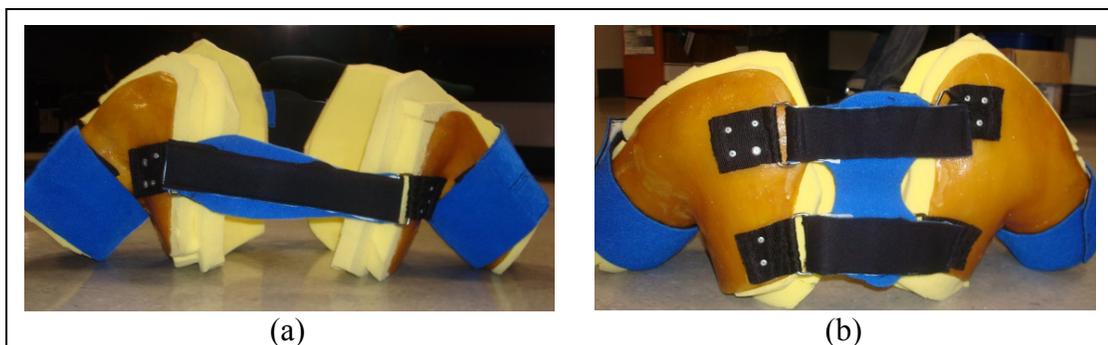


Figure 3.2 Harnais de suspension rigide
(a) vue antérieure (b) vue postérieure

Une analyse de déféctuosité a été effectuée sur le harnais rigide et a permis d'établir qu'une amélioration du harnais est requise afin de:

- Offrir une visibilité dorsale directe;
- Offrir un confort viable:
 - ❖ Ne pas couper la circulation sanguine dans les mains;
 - ❖ Ne pas créer d'effet corset.

Étant donné que le but de ce projet est d'évaluer la flexibilité rachidienne de façon non-irradiante, il était primordial de revoir la conception du harnais pour que celui-ci offre une visibilité dorsale directe. En effet, cette évaluation se fait par des acquisitions d'images avec un système de caméra optique 3D (Pontos, GOM, Braunschweig, Allemagne). Alors, les régions médiales thoracique et lombaire doivent être mises en évidence. Certaines restrictions doivent être prises en considération lors de la conception du nouveau prototype afin d'offrir un confort viable lors de la suspension. Pour permettre le confort du patient, le harnais ne doit pas couper la circulation sanguine dans les membres supérieurs. Finalement, mais non le

moindre, le harnais ne doit pas avoir d'effet corset, c'est-à-dire qu'il ne doit pas déformer le rachis en lui imposant des pressions importantes sur la superficie de la cage thoracique.

Les critères de conception suivant doivent être maintenus lors de la conception du nouveau harnais:

- Soulever une personne par les aisselles;
- Permettre le mouvement des bras pour dégager les flancs du tronc;
- Minimiser la participation active du patient;
- Satisfaire à la morphologie du plus grand nombre d'individus adolescent;
- Posséder un système d'attache simple et rapide;
- Ne pas contenir de matériau radio-opaque;

De même que pour le premier prototype, le nouveau harnais doit permettre de soulever une personne par les aisselles, afin que le poids des membres inférieurs et du tronc puissent réduire la courbure scoliotique de façon sécuritaire. Le harnais doit permettre le mouvement des bras afin de dégager les flancs du tronc et ainsi obtenir de bons clichés radiographiques dans le plan latéral. De plus, le harnais doit minimiser voir éliminer la participation active de la part du patient lors du test de suspension.

Puisque le harnais serait utilisé pour tous les patients ayant une scoliose idiopathique adolescente, autant pour les cas chirurgicaux que pour les cas corsets, il est primordial qu'il puisse satisfaire à la morphologie (poids, grandeur, tour de poitrine, largeur des épaules, etc.) du plus grand nombre d'individus. Un système d'attache simple et rapide est fortement recommandé afin de faciliter le travail des techniciens et de prévenir de long temps d'attente pour les patients dans le département de radiologie.

En raison de l'utilisation du test de suspension conjointement avec le EOS, le harnais doit offrir un positionnement rapide et adéquat du patient à l'intérieure de la cabine radiographique lors des acquisitions ainsi que contenir le moins de matériaux métalliques

possible. Les pièces en métal créent des artéfacts sur les radiographies et peuvent nuire à l'évaluation rachidienne. Il est alors primordial qu'aucune pièce métallique ne se trouve dans l'axe du rachis. Finalement, mais non le moindre, le harnais doit bien s'intégrer avec la structure portante du système de suspension, en plus que son installation doit se faire en toute sécurité par un seul technologue. Ensemble, les deux composants du système de suspension doivent offrir la stabilisation du patient lors des acquisitions afin d'obtenir des images nettes.

Alors, le concept proposé (Figure 3.3) est constitué d'une combinaison de matériaux souples et rigides. La partie rigide du harnais consiste en trois plaques blanches de polypropylène, soit une plaque frontale (1) positionnée au-dessus du sternum et deux plaques latérales (2) positionnées au-dessus de la bordure latérale de chaque scapula (omoplate). D'un autre côté, la partie souple du harnais se compose d'un ensemble de sangles. Le premier ensemble est formé de sangles noires (3) reliant la plaque frontale aux plaques latérales. Le deuxième ensemble consiste en des sangles rouges et bleues formant le système d'attache croisé postérieur entre les plaques latérales et les sangles jaunes reliant le harnais au cadre de suspension. Ce système d'attache permet un serrage adéquat lors de la suspension, sans imposer un effet corset trop important sur la cage thoracique.

De plus, pour assurer le confort du patient, un tablier de mousse (4) a été développé, en collaboration avec M. Marco Larouche, superviseur à la production et aux activités satellites du service des aides techniques du Centre de Réadaptation Marie Enfant, ainsi qu'avec son équipe de techniciens orthopédiques et couturière spécialisée. Le tablier est formé de deux couches de mousse collées ensemble et le tout est recouvert d'un tissu imperméable pour faciliter son nettoyage au besoin. Une ouverture permanente (5) se trouve du côté postérieur du tablier pour offrir la visibilité dorsale. Une seconde ouverture (6), pouvant être fermée par un velcro, se trouve sur le côté gauche du collet afin de faciliter le passage du tablier de mousse autour du cou du patient. Le tablier de mousse a été conçu avec un grand collet postérieur (7) pour empêcher les sangles de frotter sur le cou du patient. De plus, ce tablier est fixé à la plaque frontale du harnais (8) afin d'éviter que la plaque remonte dans le visage du patient.

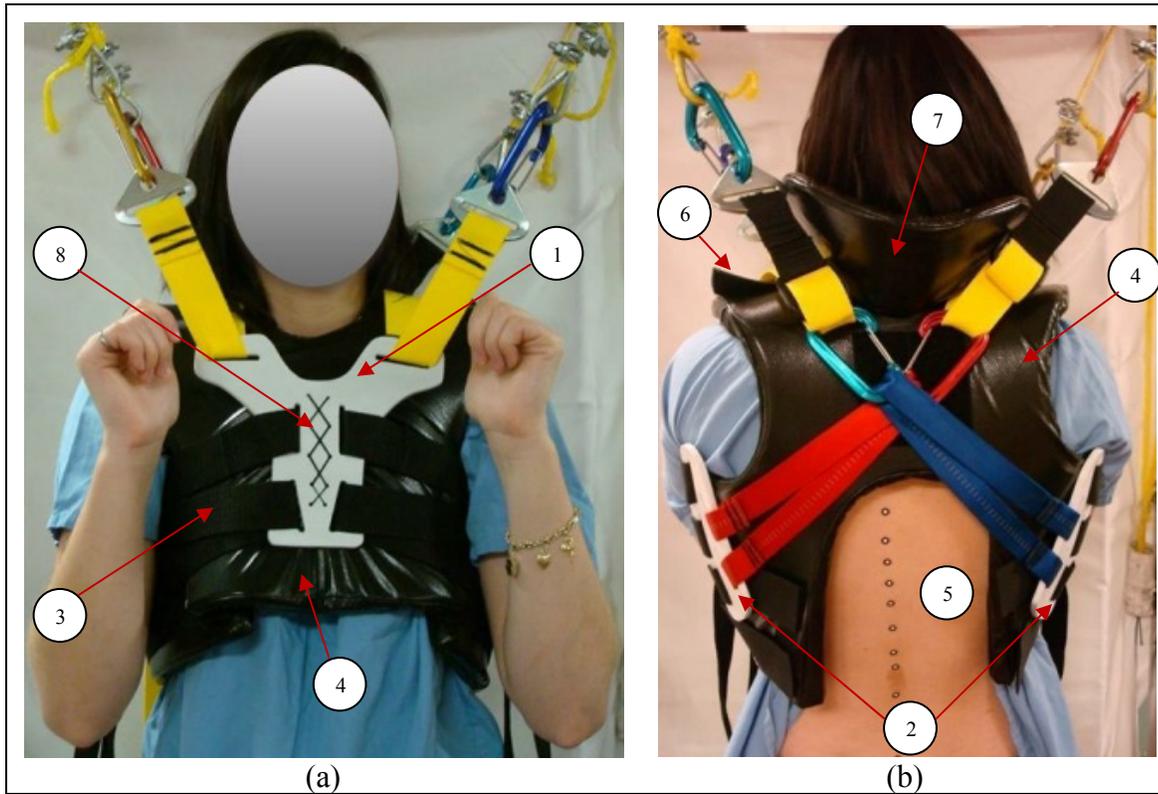


Figure 3.3 Harnais de suspension semi-rigide avec attache croisée
(a) vue antérieure (b) vue postérieure

La Figure 3.4 représente également le harnais de suspension, cette fois-ci à partir d'un angle différent, permettant la visualisation de l'ouverture sur le collet ainsi que du moyen d'attache du tablier sur le patient. Des bandes de velcro (9) partent de la partie antérieure du tablier pour se refermer sur les parois latérales, permettant ainsi un bon ajustement du tablier sur chaque individu en fonction de sa morphologie.



Figure 3.4 Ouvertures du tablier permettant l'installation du harnais

3.2 Proposition de la méthode d'acquisition non-irradiante

Cette section présente le regroupement des éléments formant la méthode d'acquisition non-irradiante. Ces éléments sont l'utilisation de marqueurs externes, de l'appareil de mesure optique ainsi que du système de suspension.

3.2.1 Positionnement des marqueurs externes

Dès que le patient accepte de participer à cette étude et avant même qu'il fasse sa première radiographie dans la position debout, des marqueurs radio-opaques sont placés sur le dos de chaque patient (Figure 3.5). Ces marqueurs externes sont positionnés suite à la palpation et au repérage manuel des apophyses épineuses des vertèbres thoraciques et lombaires. Pour ce faire, il s'agit de palper les creux intervertébraux en haut et en bas des apophyses épineuses à l'aide de l'index et du majeur et de tirer un trait de crayon à mine au milieu des deux doigts. Pour faciliter la tâche de repérage, le patient doit effectuer une flexion antérieure et ensuite retrouver la position debout, avant de positionner le marqueur. Un morceau de ruban adhésif médical est utilisé pour coller le marqueur radio-opaque sur la peau du patient. Un marqueur optique a été préalablement collé sur le ruban, au-dessus de chaque rondelle d'acier, afin que ce dernier puisse être retracé sur les acquisitions radiographiques et les images optiques.

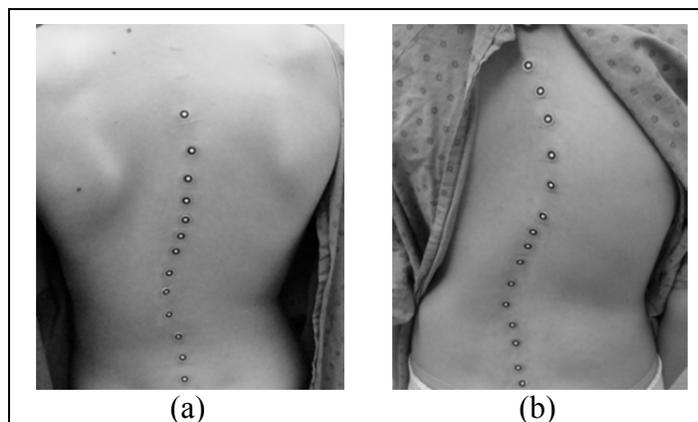


Figure 3.5 Positionnement des marqueurs radio-opaques sur des patients typiques
(a) patient corset (P22) (b) patient chirurgie (P36)

3.2.2 Acquisition des images avec l'appareil de mesure optique

L'évaluation non-irradiante de la flexibilité est faite à l'aide du système de caméra optique 3D, Pontos. Ce système de mesure utilise des caméras à lumière visible pour mesurer le déplacement des marqueurs externes positionnés sur le dos du patient entre la position debout et suspendue en temps réel. Le positionnement idéal des caméras serait de façon à ce que le champ de vision de celles-ci soit parallèle à la surface du dos. Toutefois, étant donné que cet arrangement est impossible en raison des murs de la cabine radiographique EOS, le trépied des caméras a été installé à l'extérieur de la cabine, du côté gauche de l'entrée, et ce, avec un angle approximatif de 45° par rapport au dos du patient (Figure 3.6).



Figure 3.6 Positionnement du système optique 3D

Le système de coordonnées global a été créé à partir de cinq marqueurs optiques positionnés à l'intérieur de la cabine. Pour ce faire, un plan est généré à partir de trois marqueurs optiques positionnés sur le mur du fond de la cabine, formant un plan optique parallèle au plan PA radiographique. Une ligne horizontale est générée à partir de deux marqueurs optiques. Cette ligne représente l'axe « y », qui possède la même direction que celle de la

radiographie PA. L'origine du système de coordonnées optique n'est pas localisée au même endroit que celle de la radiographie. Elle est générée à partir d'un des deux marqueurs formant la ligne horizontale de la méthode optique. L'origine du système optique ne correspond pas à celle radiographique (située au niveau du plancher de la cabine EOS, centrée entre le croisement des deux plans PA et LAT) puisque les pieds du patient ne sont pas à l'intérieur du champ de vision des caméras optiques. D'autant plus, l'origine du système optique n'est pas la même pour chaque patient étant donné qu'il est créé dépendamment de la visibilité des marqueurs positionnés à l'intérieur de la cabine. Toutefois, la différence entre les origines de ces systèmes de coordonnées n'influence pas la mesure de l'angle de Ferguson, relevée à partir des coordonnées de trois marqueurs positionnés sur le rachis.

L'acquisition des images optique débute avant même que le patient soit suspendu. Plus précisément, cette acquisition est amorcée aussitôt que le patient est installé dans la cabine, dans la position debout selon les standards radiographiques, et que le harnais est relié par les mousquetons au cadre permettant la suspension. L'enregistrement optique prend fin après que la radiographie soit effectuée et que le patient soit redescendu au sol et en position debout. De cette façon, dans la séquence d'images qui est enregistrée tout au long du processus de suspension, une première image peut être identifiée lorsque le patient est dans la position debout et une seconde lorsqu'il est suspendu. L'image en suspension est sélectionnée en fonction du positionnement du faisceau lumineux provenant de la radiographie, à savoir lorsque le faisceau se trouve approximativement au milieu de la distribution des marqueurs. Les coordonnées des marqueurs pour les deux images retenues sont alors exportées pour une analyse ultérieure avec Matlab.

3.2.3 Utilisation du test de suspension

Il est à noter que le test de suspension a été évalué selon deux méthodes d'acquisition, radiographique (Rx) et optique (Op). Dans le cadre de cette étude, la méthode radiographique permet la validation de la méthode optique, non-irradiante, étant donné que l'évaluation de la

flexibilité rachidienne se fait actuellement à partir de radiographies bi-planaires (PA et LAT) acquises avec EOS.

Le test de suspension est effectué immédiatement après la radiographie standard en position debout. Pour ce faire, le harnais a été installé sur le patient (Figure 3.7 (a)) avant que le harnais soit relié au cadre de l'appareil de suspension (Figure 3.7 (b)). Suite à ces préparatifs, le patient a été soulevé par les aisselles jusqu'à ce que seulement les orteils demeurent en contact avec le sol. Il est fondamental que le patient se laisse suspendre et qu'il ne se positionne pas volontairement sur la pointe des pieds. Le patient demeure dans cette position suspendue pour le temps d'une acquisition radiographique avec EOS, avant d'être déposé au sol et que le harnais lui soit retiré. La procédure à suivre pour effectuer le test de suspension est détaillée dans l'ANNEXE I.

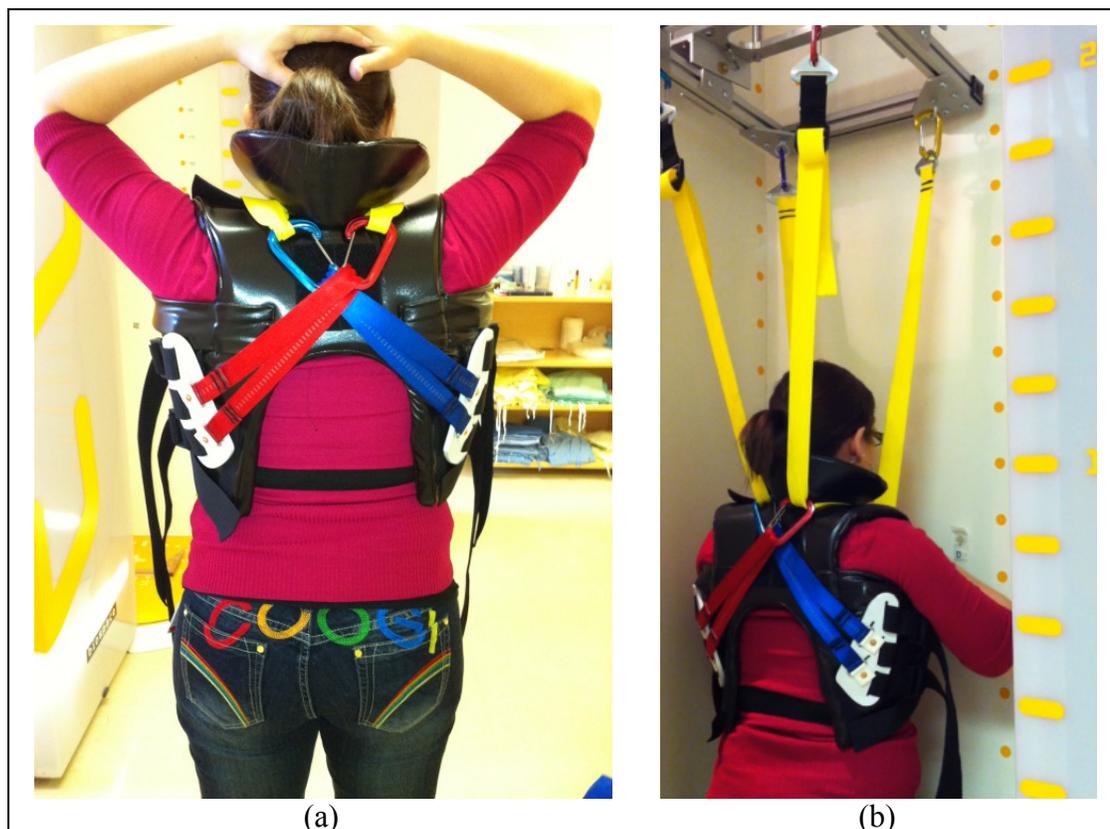


Figure 3.7 Préparatifs pour le test de suspension
(a) installation du harnais (b) positionnement typique du patient

3.2.4 Processus d'analyse des résultats pour l'évaluation rachidienne

Après avoir effectué les acquisitions radiographiques et optiques dans les positions debout et suspendue, les amplitudes angulaires de chaque courbure scoliotique principale ont été calculées pour chaque méthode. Le logiciel permettant la visualisation et l'analyse des reconstructions 3D (Clindexia, CHU Sainte-Justine, Montréal) (Labelle et al., 2011) a été utilisé pour quantifier les angles. Toutefois, étant donné les limites inhérentes à l'utilisation de marqueurs externes, ces amplitudes ont été relevées à partir de l'angle de Ferguson afin de comparer les deux méthodes d'acquisition.

La vertèbre apicale de chaque courbure scoliotique principale a été initialement identifiée à partir de l'indice de l'angle de Cobb clinique dans Clindexia, qui est relevé par la méthode radiographique dans le plan PA, prise en position debout. L'angle de Ferguson correspondant au segment rachidien contenant cette vertèbre apicale clinique a alors été retenu comme étant l'amplitude angulaire dans la position debout. Les vertèbres limites supérieure et inférieure de ce segment sont alors imposées aux courbures dans la position suspendue pour déterminer la nouvelle amplitude suite au test de flexibilité pour le même segment.

La Figure 3.8 illustre les différentes techniques de mesure d'angle décrivant les méthodes d'évaluation. La Figure 3.8 (a) représente la méthode radiographique où l'angle de Cobb est mesuré à partir des plateaux supérieur et inférieur des vertèbres limites (Rx-Cobb), tel que décrit dans la section 1.3.2 de ce mémoire. La Figure 3.8 (b) représente la méthode radiographique où l'angle de Ferguson est mesuré à partir du centroïde des corps vertébraux (Rx-Ferg_{Cent}). Cette méthode, également décrite dans la section 1.3.2, consiste en la méthode de référence de cette étude. Les images de la Figure 3.8 (c) et (d) sont des méthodes radiographiques permettant de mesurer l'angle de Ferguson à partir de l'extrémité de l'apophyse épineuse (Rx-Ferg_{Ap0}) et du centre du marqueur radio-opaque qui a été placé à la surface de la peau au niveau de chaque apophyse épineuse (Rx-Ferg_M). La Figure 3.8 (e) représente la méthode optique (Op-Ferg_M), permettant de mesurer l'angle de Ferguson à partir des marqueurs externes placés sur la peau. Rappelons que l'objectif principal de cette

étude est de comparer la méthode optique (Op-Ferg_M) avec la méthode radiographique (Rx-Ferg_{Cent}). La méthode Op-Ferg_M relève l'angle de Ferguson à partir du centre des marqueurs radio-opaques, comme le fait la méthode Rx-Ferg_M, mais à l'aide des coordonnées relevées par le Pontos.

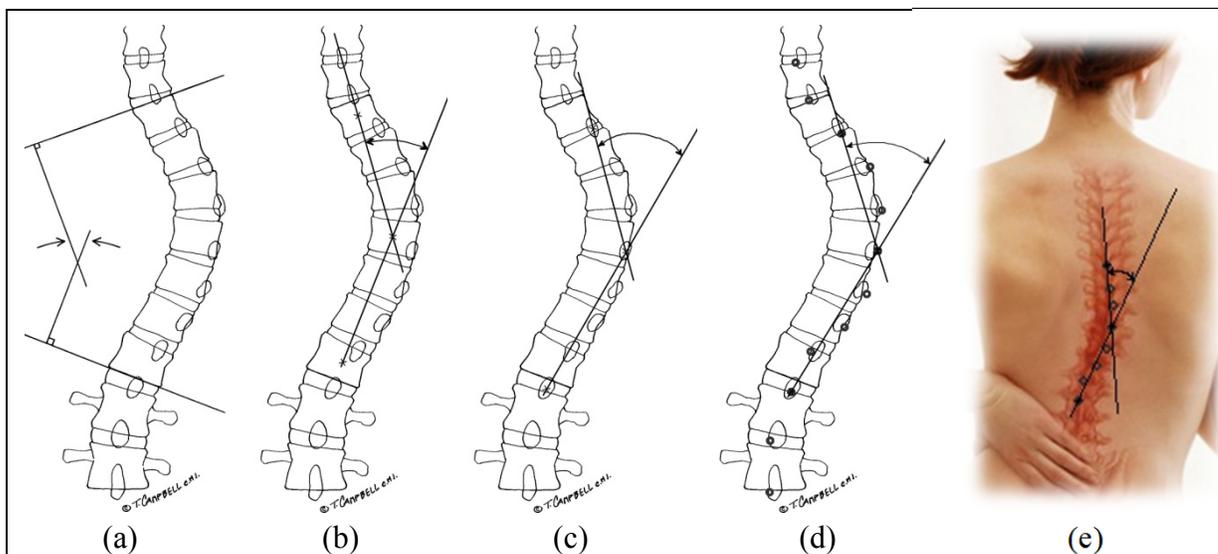


Figure 3.8 Techniques de mesure d'angle décrivant les méthodes d'évaluation
 (a) Rx-Cobb (b) Rx-Ferg_{Cent} (c) Rx-Ferg_{Apo} (d) Rx-Ferg_M (e) Op-Ferg_M
 Modifiées de (a-d) <http://pediatric-orthopedics.org/from-toddler-to-adolescence/43-juvenile-idiopathic-scoliosis.html>, consulté le 14 novembre 2013
 et de (e) <http://www.upstonchiropractic.com/scoliosis/>, consulté le 14 novembre 2013.

En raison de la conception de l'ouverture du harnais dans le dos qui n'est pas assez haut, les marqueurs positionnés sur les courbures thoraciques supérieures sont cachés par le harnais dans plusieurs images optiques, lorsque le patient est en position debout. Dans un tel cas, le premier marqueur visible suivant a été identifié pour la mesure de l'angle de Ferguson optique. Afin de permettre la comparaison entre les méthodes radiographique et optique pour un plus grand nombre de courbures rachidiennes, les marqueurs révisés de la méthode Op-Ferg_M ont été imposés à la méthode Rx-Ferg_M, et les vertèbres correspondantes aux marqueurs révisés ont été imposées à la méthode Rx-Ferg_{Apo}.

L'analyse des données dans les positions debout et suspendue pour toutes les méthodes présentées a été réalisée à l'aide d'un code Matlab. Ce code permet de lire des fichiers contenant les coordonnées des vertèbres ou des marqueurs, selon la méthode d'acquisition, pour ensuite générer trois fichiers d'analyse des résultats contenant les mesures pour les courbures scoliotiques principales. Ces données d'analyse sont les courbures du rachis dans les positions debout et suspendue lors du premier et du deuxième test de suspension, ainsi que les bras de levier utilisés par chaque méthode. Par la suite, ces mesures de courbures ont servi à calculer les indices de réduction, de réductibilité, et de flexibilité dans le plan PA ainsi que dans le plan de déformation maximal (PDM).

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE D'ÉVALUATION

Ce chapitre présente la méthodologie employée pour deux études. La première section décrit une étude préliminaire permettant de comparer les pressions engendrées par le port de deux harnais lors de la suspension. Puis, la deuxième section décrit une étude clinique portant sur la méthode d'acquisition non-irradiante permettant l'évaluation de la flexibilité par l'intermédiaire du test de suspension. Cette deuxième section correspond au troisième objectif de ce mémoire.

4.1 Étude comparative de la distribution de pression engendrée par les harnais

Une étude préliminaire a été réalisée pour évaluer la distribution de pression générée sur le tronc des patients par le premier harnais rigide développé par Lamarre et al. (2009) et le nouveau harnais semi-rigide proposé dans ce projet (Figure 4.1). Lors de cette étude, une collègue de travail, n'ayant aucune déformation rachidienne, s'est portée volontaire pour effectuer des tests de suspension. Pour chaque harnais, le même sujet a effectué une série de trois tests en suspension dans l'ancien appareil de suspension. Pour chaque série de tests, une matrice de pression a été installée sous le harnais qui a ensuite été ajusté sur le sujet. Cette matrice de forme biconique, développée au CHU Ste-Justine (Desbiens-Blais et al., 2012; Perie et al., 2004), est composée de deux matrices de tissu flexible comprenant au total 192 capteurs piézo-électriques (Force Sensing Array, Verg inc., Winnipeg, Canada). Les deux parties de cette matrice de pression sont calibrées afin que chaque capteur puisse mesurer une pression maximale de 200 mm Hg avec une précision de ± 5 mm Hg (Mac-Thiong et al., 2004). Un logiciel (FSA 3.0) provenant du manufacturier de la matrice de pression a été utilisé pour la collecte des données. Une analyse comparative qualitative de la localisation et de l'intensité des points de pressions relevées par l'application de chaque harnais sur la matrice de pression a été effectuée.

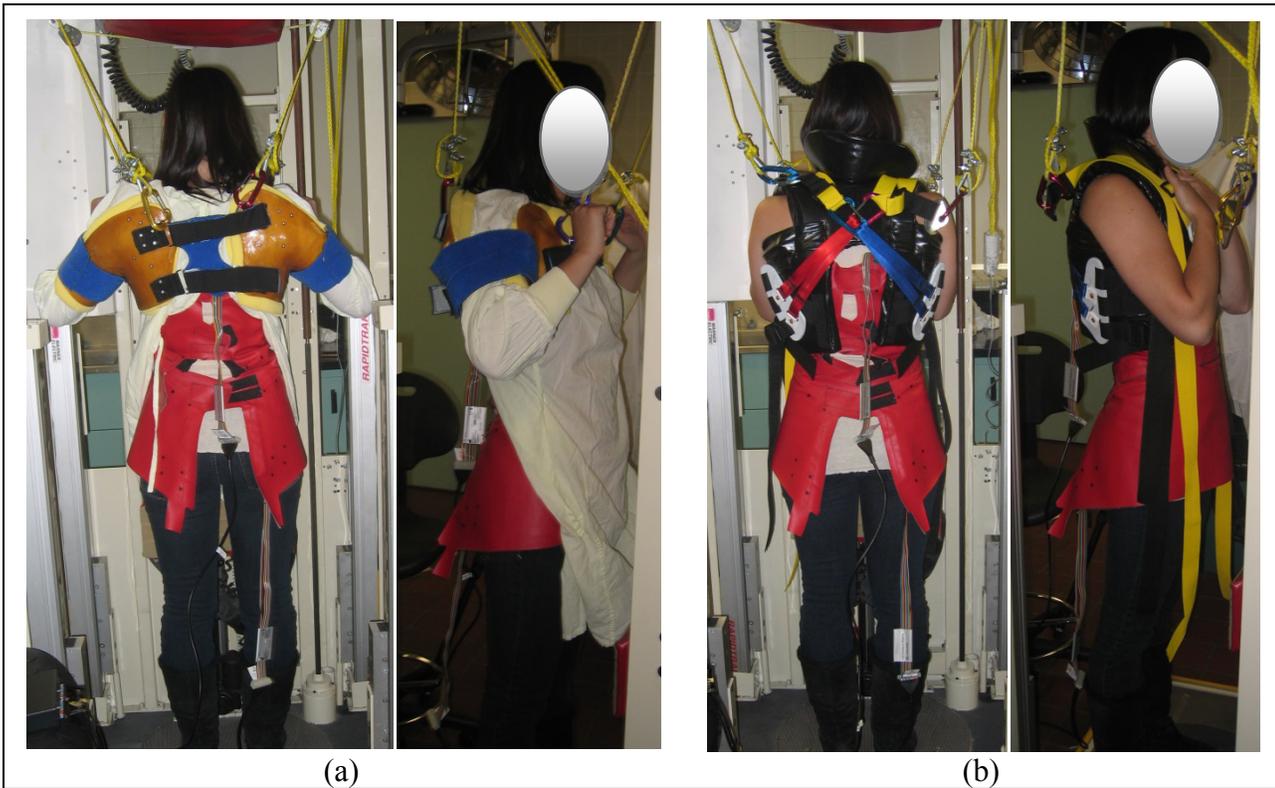


Figure 4.1 Tests de suspension avec matrice de pression dans les vues PA et LAT
 (a) premier harnais (rigide) (b) nouveau harnais (semi-rigide)

Après que le sujet soit entré dans l'appareil de suspension et que le harnais soit relié aux câbles de suspension, un treuil a été activé manuellement jusqu'à ce que le sujet soit suspendu. La durée minimale de suspension pour chacun de ces essais était de 30 secondes. Entre chaque essai, le harnais ainsi que la matrice de pression ont été retirés et le sujet a été invité à marcher dans le local quelques minutes, question de se dégourdir un peu avant que le prochain essai ait lieu.

4.2 Étude clinique de la méthode d'évaluation non-irradiante lors de la suspension

Rappelons que le troisième objectif de ce mémoire est d'évaluer cliniquement la procédure pour acquérir la flexibilité spécifique de chaque patient, grâce à une méthode non-irradiante, en vue de personnaliser le traitement de la SIA. Plus spécifiquement, il s'agit de comparer les

flexibilités des courbures scoliotiques obtenues par la méthode optique (Pontos) avec celles de la méthode radiographique (EOS), tous les deux résultant du test de suspension. Il s'agit également de vérifier la reproductibilité du test de suspension par les deux méthodes d'acquisition. Alors, cette section présente, dans un premier temps, les critères d'admissibilité des patients lors de l'étude clinique, suivi des procédures pour comparer les méthodes d'acquisition et pour valider la fiabilité du test de suspension.

4.2.1 Critères d'admissibilité lors des essais cliniques

Avant de procéder au test de suspension, les patients recrutés pour cette étude devaient répondre aux critères d'inclusion suivants:

- Être âgé de 10 à 18 ans lors du diagnostic initial;
- Posséder une scoliose idiopathique de l'adolescence;
- Posséder un angle de Cobb supérieure à 20°;
- Se faire prescrire le traitement par corset ou par chirurgie (Parent 2005);
- Ne posséder aucun antécédent de chirurgie du rachis;
- Ne présenter aucune autre pathologie (par exemple, une maladie cardio-vasculaire, des troubles neurologiques ou toute autre maladie du système musculo-squelettique au niveau des membres inférieurs).

4.2.2 Données cliniques sur les patients recrutés

Trente-six patients atteints de scoliose idiopathique adolescente, dont 34 filles et 2 garçons âgés en moyenne de 15,4 ans, ont été recrutés pour participer à ce projet. Ces derniers ont été classés en fonction du traitement qui leur a été prescrit par l'orthopédiste, dont 18 patients faisant partie de la cohorte recevant le traitement par corset (COR) et 18 patients faisant partie de la cohorte recevant une chirurgie (CHX). Un total de 43 courbures ont été évaluées, dont 21 courbes thoraciques principales et 22 courbes thoracolombaires/lombaires. L'angle de Cobb clinique initial pour le groupe COR est de $33,7^{\circ} \pm 7,1^{\circ}$ et de $29,9^{\circ} \pm 5,6^{\circ}$ pour 9

courbes MT et 12 courbes TLL, alors que pour le groupe CHX, il est de $54,2^{\circ} \pm 9,3^{\circ}$ pour 12 courbes MT et de $42,6^{\circ} \pm 6,9^{\circ}$ pour 10 courbes TLL.

4.2.3 Comparaison des méthodes d'acquisition

Les indices d'évaluation de la sévérité en réduction, en réductibilité et en flexibilité spécifique aux courbures scoliotiques principales des patients ont été calculés pour chacune des méthodes d'évaluation. Les données concernant ces courbures ont été analysées dans le plan PA et le PDM, ainsi que dans le plan latéral pour la cyphose et la lordose. Une analyse de Bland et Altman (1986) a été menée pour comparer deux méthodes de mesure clinique différentes afin de quantifier la différence (erreur \pm précision) entre les deux. Pour ce faire, un premier graphique a été tracé, représentant un nuage de points où les indices d'une méthode sont tracés en fonction de celles de la seconde. Ensuite, un deuxième graphique est tracé, illustrant un diagramme de dispersion où la différence entre les deux méthodes est tracée en fonction de la moyenne de ces deux méthodes. Ce graphique permet d'évaluer (1) la différence moyenne entre les deux méthodes (où l'idéal est nul), (2) la précision, qui est d'un écart type et qui décrit 68% des points de comparaison, et (3) les limites de concordance, qui sont de deux écarts types et qui décrivent l'étendue pour 95% des points de comparaison. Dans le cas où ce dernier graphique illustre une dispersion des différences qui augmente à mesure que la moyenne augmente, un troisième graphique ayant subi une transformation logarithmique doit être tracé pour identifier de façon appropriée l'écart et les limites de concordances. Les différences obtenues pour les trois indices entre les méthodes de mesure ont été évaluées par le test de Wilcoxon pour échantillons appariés avec un seuil significatif de $P < 0.05$. Ces analyses statistiques ont été accomplies avec le logiciel STATISTICA (StatSoft Inc, Tulsa, OK, USA).

La comparaison des indices obtenus entre les méthodes d'évaluation a été réalisée pour évaluer le potentiel de la méthode optique à évaluer les déformations 3D de la scoliose. Lors de cette comparaison, il sera possible d'identifier:

- L'écart d'estimation des indices entre les méthodes d'acquisition entièrement optique et radiographique (Op-Ferg_M vs Rx-Ferg_{Cent});
- La précision de la mesure de la méthode optique 3D par rapport à la méthode radiographique à partir des marqueurs (Op-Ferg_M vs Rx-Ferg_M);
- L'erreur de positionnement des marqueurs externes par rapport au positionnement réel interne de l'extrémité des apophyses épineuses ainsi que l'effet de la peau (Rx-Ferg_M vs Rx-Ferg_{Apo});
- L'écart entre les indices relevés par les repères anatomiques identifiés sur le centroïde du corps vertébral et ceux à l'extrémité de l'apophyse épineuse (Rx-Ferg_{Apo} vs Rx-Ferg_{Cent}).

4.2.4 Reproductibilité du test de suspension

Pour étudier la reproductibilité du test de suspension lors des essais, 23 patients ont effectué deux fois le test de suspension, dont 18 patients CHX et les premiers 5 patients COR. Entre les deux suspensions, il y avait un délai minimal d'environ 20 minutes entre les deux suspensions. Cette durée d'attente correspond au temps nécessaire pour que le patient retourne en clinique, vers la salle d'attente du département d'orthopédie, pour son rendez-vous avec le médecin orthopédiste. Suite à sa rencontre avec l'orthopédiste, le patient retourne à la salle radiographique pour sa deuxième suspension, qui a été effectuée selon le même protocole que la première suspension. Une analyse de reproductibilité a été effectuée pour évaluer la fiabilité du test de suspension pour chacune des méthodes. Ce test-re-test a été réalisé avec le logiciel SPSS (SPSS Inc, Chicago, IL, USA) à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe (ICC) avec un intervalle de confiance à 95%, de modèle mixte à deux facteurs et de type cohérence absolue.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

5.1 Distribution de pression résultant des harnais lors des essais préliminaires

La Figure 5.1 illustre les distributions typiques des pressions engendrées lors d'une suspension avec les deux harnais. Deux concentrations de contraintes focalisées sous la région des aisselles peuvent être observées sur la matrice de pression pour l'ancien harnais rigide (Figure 5.1 (a)). Des pressions maximales au-delà de 200 mm Hg ont été mesurées lors de tous les essais avec ce harnais. Ces pressions élevées sur une petite région peuvent expliquer pourquoi le sujet de cette étude préliminaire a ressenti de l'inconfort sous les aisselles et même des engourdissements au niveau des mains. En ce qui concerne les essais effectués avec le nouveau harnais, les concentrations des pressions sont réparties sur une surface plus grande qui est représentée par les aisselles et les flancs (Figure 5.1 (b)). Les pressions maximales relevées pour les trois essais sont de 142 mm Hg, au-delà de 200 mm Hg et de 187 mm Hg.

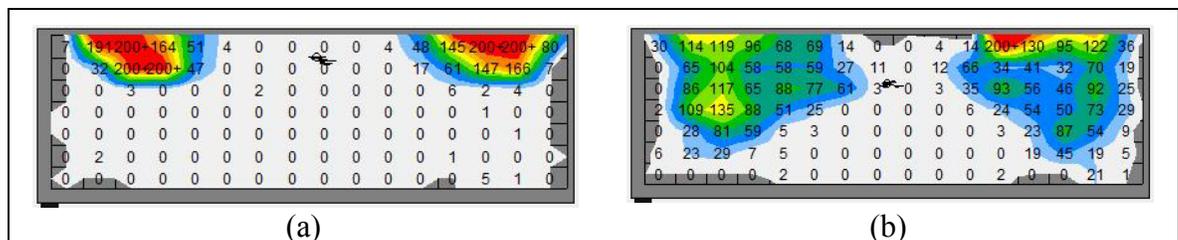


Figure 5.1 Résultats de pression typique mesurés sur un cobaye en suspension
(a) ancien harnais (b) nouveau harnais

5.2 Évaluation rachidienne des méthodes d'acquisition

Cette section présente les résultats obtenus suite à l'étude clinique. Les données cliniques des patients seront présentées, suivies des résultats comparatifs entre les méthodes d'évaluation radiographique et optique, pour ensuite terminer avec la présentation des résultats du test de reproductibilité du test de suspension.

5.2.1 Données cliniques

Trente-six patients avec SIA ont été recrutés pour participer à ce projet et ont effectué au moins un test de suspension, dont 18 patients recevant le traitement par corset (COR) et 18 patients recevant une chirurgie (CHX). Sur un total de 43 courbures scoliotiques qui ont été évaluées, il y en avait 21 thoraciques principales et 22 thoracolombaires/lombaires. Sur l'ensemble des patients recrutés, 13 d'entre eux avaient une scoliose double. Toutefois, seulement sept des courbures thoraciques ont été retenues pour l'analyse statistique puisque le harnais de suspension cachait au moins un des marqueurs nécessaires pour calculer l'angle de Ferguson en position debout pour la méthode optique. Les courbures scoliotiques de cinq patients recrutés ont été rejetées lors de l'analyse pour les raisons suivantes:

- Les marqueurs externes utilisés dans le calcul de l'angle de Ferguson ne peuvent pas être reconstruits étant donné que:
 - les marqueurs sortent du cliché radiographique LAT dans la position debout;
 - les marqueurs sortent du cliché radiographique LAT lors de la suspension;
- La radiographie debout a été acquise avant même que le patient soit recruté et que les marqueurs externes soient positionnés.

L'ANNEXE II présentent les résultats cliniques détaillés, tels que l'âge des adolescents lors du recrutement, leur poids, le traitement (Tx) prescrit et le type de courbure, ainsi que la sévérité des courbures scoliotiques, représentée par les angles de Ferguson mesurés dans le plan postéro-antérieur (Tableau-A II-1) et dans le plan de déformation maximal (Tableau-A II-2). Ces amplitudes angulaires sont détaillées pour chaque courbure scoliotique principale dans les positions debout et suspendue pour les méthodes radiographique et optique. Le signe de l'amplitude angulaire indique le côté du décalage. Plus précisément, le signe négatif indique que la courbe est convexe à gauche tandis que le signe positif est convexe à droite. Les angles de Ferguson relevés par la méthode radiographique ont été mesurés à partir des centroïdes des vertèbres limites et apicale (Rx-Ferg_{Cent}), tandis que ceux relevés par la

méthode optique ont été mesurés à partir du centre des marqueurs radio-opaques externes (Op-Ferg_M) pour les vertèbres limites et apicale correspondantes à celles identifiées sur les radiographies en position debout.

Les résultats des méthodes d'acquisitions pour un patient typique (P36) de la cohorte CHX sont présentés dans la Figure 5.2. Pour chacune des méthodes, soit des radiographies bi-plans ou une image optique angulée sont présentées dans la position debout ainsi que dans la position suspendue lors des deux tests de flexibilité. Cette figure illustre également les graphiques des silhouettes rachidiennes dans les plans PA et LAT pour chacune des acquisitions. En ce qui concerne la méthode radiographique, la première suspension a réduit la courbure thoracique de 10,8° et la courbure lombaire de 5,3°, tandis que la méthode optique indique une réduction de 1,4° et de 1,7°, respectivement. Lors de la deuxième suspension, les courbures MT et TLL ont été réduites de 8,2° et de 1,5° pour la méthode radiographique et de 3,4° et 4,1° pour la méthode optique.

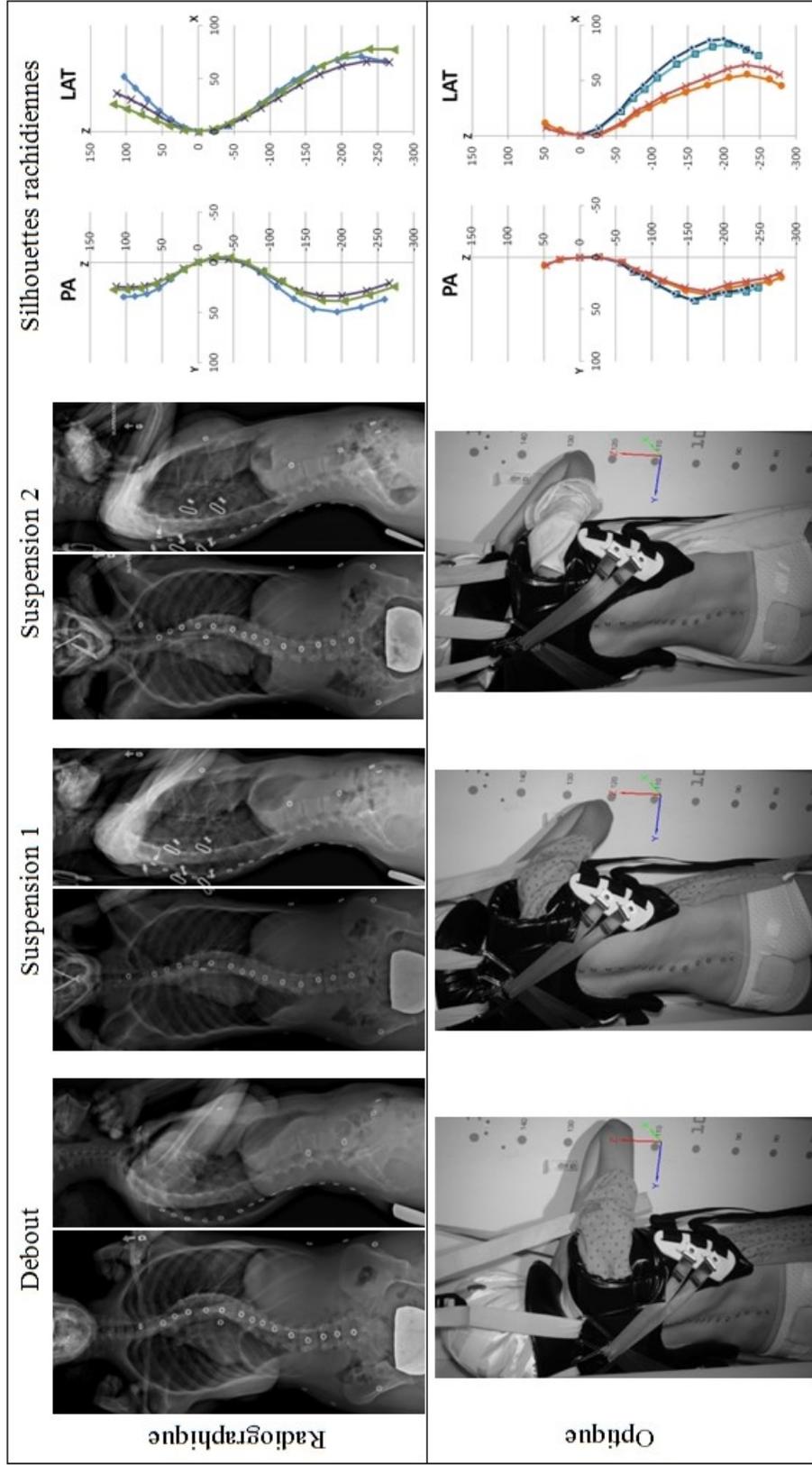


Figure 5.2 Résultats radiographiques et optiques ainsi que les silhouettes rachidiennes postéro-antérieures et latérales pour un patient typique (P36) dans les positions debout, première suspension et deuxième suspension

5.2.2 Comparaison des méthodes d'évaluation de la sévérité rachidienne

Les résultats obtenus par la méthode Rx-Cobb sont présentés dans le Tableau 5.1 pour les trois indices de mobilité lors du premier et du deuxième test de suspension individuellement, ainsi que des deux tests confondus pour l'ensemble des courbures scoliotiques analysées.

Les tableaux suivants présentent les indices de mobilité rachidienne médians (minimum-maximum) pour la réduction (Tableau 5.2), la réductibilité (Tableau 5.3) et la flexibilité (Tableau 5.4). Les résultats présentés dans chacun de ces tableaux sont calculés à partir des angles de Ferguson dans le plan postéro-antérieur pour les méthodes d'acquisition radiographique (Rx-Ferg_{Cent}) et optique (Op-Ferg_M), et ce, pour le premier test, le deuxième test et l'ensemble des deux tests de suspension.

Tableau 5.1 Indices de mobilité moyennes relevés par la méthode Rx-Cob

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)				Suspension #2 (23 patients)				Suspension totale			
	N	Réduction [°]	Réductibilité [%]	Flexibilité [°Nm]	N	Réduction [°]	Réductibilité [%]	Flexibilité [°Nm]	N	Réduction [°]	Réductibilité [%]	Flexibilité [°Nm]
Toutes courbures	43	15,2 ± 7,3	35,2 ± 14,9	2,95 ± 1,50	29	15,8 ± 8,3	32,6 ± 15,0	2,65 ± 1,38	72	15,4 ± 7,6	34,1 ± 14,9	2,83 ± 1,45
Corset	21	13,1 ± 6,0	37,8 ± 15,0	3,19 ± 1,49	6	11,6 ± 6,0	35,8 ± 12,9	2,88 ± 1,18	27	12,8 ± 5,9	37,3 ± 14,3	3,12 ± 1,41
Chirurgie	22	17,2 ± 7,9	32,7 ± 14,9	2,72 ± 1,50	23	16,8 ± 8,5	31,7 ± 15,6	2,59 ± 1,45	45	17,0 ± 8,2	32,2 ± 15,1	2,65 ± 1,46
Thoracique	21	15,7 ± 7,5	33,7 ± 14,5	2,50 ± 0,97	16	16,7 ± 8,6	32,3 ± 14,4	2,51 ± 1,17	37	16,1 ± 7,9	33,1 ± 14,3	2,50 ± 1,04
Corset	9	13,8 ± 6,7	38,2 ± 15,2	2,92 ± 0,84	3	10,6 ± 9,0	30,9 ± 17,9	2,91 ± 1,60	12	13,0 ± 7,1	36,4 ± 15,4	2,92 ± 0,99
Chirurgie	12	17,1 ± 8,1	30,3 ± 13,6	2,18 ± 0,97	13	18,2 ± 8,1	32,7 ± 14,3	2,41 ± 1,11	25	17,6 ± 8,0	31,5 ± 13,7	2,30 ± 1,05
Thoracolombaire	22	14,7 ± 7,1	36,6 ± 15,5	3,37 ± 1,79	13	14,5 ± 8,0	32,9 ± 16,3	2,83 ± 1,65	35	14,7 ± 7,4	35,2 ± 15,7	3,17 ± 1,73
Corset	12	12,6 ± 5,6	37,4 ± 15,4	3,38 ± 1,85	3	12,6 ± 2,1	40,8 ± 4,5	2,85 ± 0,95	15	12,6 ± 5,0	38,1 ± 13,9	3,28 ± 1,69
Chirurgie	10	17,2 ± 8,2	35,6 ± 16,4	3,36 ± 1,81	10	15,1 ± 9,1	30,5 ± 18,0	2,82 ± 1,85	20	16,2 ± 8,5	33,1 ± 17,0	3,09 ± 1,80

Tableau 5.2 Réductions scoliotiques médianes (minimum-maximum) [°]

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)				Suspension #2 (23 patients)				Suspension totale			
	N	Radiographique	Optique	N	Radiographique	Optique	N	Radiographique	Optique	N	Radiographique	Optique
Toutes courbures	43	9,6 (0,6-23,7)	2,6 (0,4-9,8)	29	10,7 (1,2-23,4)	2,2 (0,1-10,2)	72	9,8 (0,6-23,7)	2,4 (0,1-10,2)			
Corset	21	8,5 (0,6-14,8)	2,6 (0,4-6,8)	6	7,5 (2,4-10,7)	1,4 (0,1-5,3)	27	8,5 (0,6-14,8)	2,3 (0,1-6,8)			
Chirurgie	22	10,9 (3,7-23,7)	2,5 (0,5-9,8)	23	12,8 (1,2-23,4)	2,9 (0,2-10,2)	45	11,5 (1,2-23,7)	2,6 (0,2-10,2)			
Thoracique	21	10,8 (0,9-23,7)	2,6 (0,4-7,0)	16	12,0 (2,4-23,4)	2,0 (0,2-6,1)	37	11,1 (0,9-23,7)	2,4 (0,2-7,0)			
Corset	9	7,6 (0,9-12,9)	2,4 (0,4-6,1)	3	4,1 (2,4-10,7)	0,8 (0,5-1,9)	12	7,4 (0,9-12,9)	2,1 (0,4-6,1)			
Chirurgie	12	11,4 (4,8-23,7)	3,3 (0,9-7,0)	13	13,7 (3,2-23,4)	3,2 (0,2-6,1)	25	12,4 (3,2-23,7)	3,2 (0,2-7,0)			
Thoracolombaire	22	9,5 (0,6-19,2)	2,5 (0,5-9,8)	13	8,8 (1,2-16,9)	2,2 (0,1-10,2)	35	9,5 (0,6-19,2)	2,4 (0,1-10,2)			
Corset	12	8,9 (0,6-14,8)	3,1 (0,5-6,8)	3	8,8 (6,2-9,8)	2,2 (0,1-5,3)	15	8,8 (0,6-14,8)	3,0 (0,1-6,8)			
Chirurgie	10	9,9 (3,7-19,2)	2,2 (0,5-9,8)	10	9,8 (1,2-16,9)	2,5 (0,4-10,2)	20	9,9 (1,2-19,2)	2,2 (0,4-10,2)			

Tableau 5.3 Réductibilités scoliotiques médianes (minimum-maximum) [%]

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)		Suspension #2 (23 patients)		Suspension totale	
	N	Radiographique	Optique	N	Radiographique	Optique
Toutes courbures	43	37,4 (3,2-65,7)	18,5 (2,4-229,3)	29	35,6 (4,7-63,4)	15,1 (0,8-92,3)
Corset	21	41,6 (3,2-65,7)	18,2 (3,4-229,3)	6	36,8 (16,1-63,4)	21,4 (2,5-35,9)
Chirurgie	22	32,2 (9,8-63,8)	18,7 (2,4-58,4)	23	35,6 (4,7-56,2)	15,1 (0,8-92,3)
Thoracique	21	37,4 (4,8-65,7)	31,1 (3,4-229,3)	16	36,2 (8,9-63,4)	25,1 (0,8-92,3)
Corset	9	37,6 (4,8-65,7)	35,6 (3,4-229,3)	3	22,8 (16,1-63,4)	28,4 (3,6-35,9)
Chirurgie	12	32,1 (13,3-54,1)	20,9 (3,6-58,4)	13	38,3 (8,9-54,6)	22,6 (0,8-92,3)
Thoracolombaire	22	38,3 (3,2-63,8)	14,8 (2,4-44,2)	13	35,6 (4,7-56,2)	14,3 (2,5-37,9)
Corset	12	43,2 (3,2-55,1)	14,8 (10,8-44,2)	3	41,0 (32,5-43,4)	14,3 (2,5-30,1)
Chirurgie	10	32,2 (9,8-63,8)	13,9 (2,4-39,5)	10	28,9 (4,7-56,2)	14,7 (2,6-37,9)

Tableau 5.4 Flexibilités scoliotiques médianes (minimum-maximum) [°/Nm]

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)		Suspension #2 (23 patients)		Suspension totale	
	N	Radiographique	Optique	N	Radiographique	Optique
Toutes courbures	43	1,69 (0,13-4,21)	1,07 (0,20-13,06)	29	1,55 (0,35-3,71)	1,12 (0,04-9,14)
Corset	21	1,99 (0,13-4,20)	1,14 (0,25-13,06)	6	1,54 (0,76-2,69)	0,65 (0,10-1,42)
Chirurgie	22	1,52 (0,52-4,21)	1,03 (0,20-8,58)	23	1,68 (0,35-3,71)	1,25 (0,04-9,14)
Thoracique	21	1,58 (0,57-3,04)	2,63 (0,21-13,06)	16	1,60 (0,44-2,99)	1,37 (0,04-9,14)
Corset	9	1,77 (0,57-2,63)	3,58 (0,25-13,06)	3	1,52 (0,76-2,69)	0,74 (0,56-1,08)
Chirurgie	12	1,49 (0,76-3,04)	2,02 (0,21-8,58)	13	1,68 (0,44-2,99)	1,96 (0,04-9,14)
Thoracolombaire	22	1,98 (0,13-4,21)	0,91 (0,20-2,96)	13	1,55 (0,35-3,71)	1,12 (0,10-3,08)
Corset	12	2,19 (0,13-4,20)	0,92 (0,45-2,70)	3	1,55 (1,38-2,69)	0,48 (0,10-1,42)
Chirurgie	10	1,53 (0,52-4,21)	0,81 (0,20-2,96)	10	1,52 (0,35-3,71)	1,13 (0,14-3,08)

De façon générale, lorsque la réduction et la réductibilité sont considérées, la sévérité rachidienne estimée par la méthode d'acquisition optique sous-estime la méthode radiographique. La réduction médiane obtenue pour la méthode d'acquisition radiographique est de $9,8^\circ$ (étendu, $0,6^\circ - 23,7^\circ$), tandis qu'elle est de $2,4^\circ$ (étendu, $0,1^\circ - 10,2^\circ$) pour la méthode optique. Lorsque les deux tests de suspension sont analysés conjointement, la réductibilité médiane est plus grande pour les courbures provenant des patients du groupe COR, soit avec $41,0\%$ (étendu, $3,2\% - 65,7\%$) pour la méthode radiographique et $18,2\%$ (étendu, $2,5\% - 229,3\%$) pour la méthode optique, que pour le groupe CHX, soit avec $34,1\%$ (étendu, $4,7\% - 63,8\%$) et $17,2\%$ (étendu, $0,8\% - 92,3\%$) pour les méthodes radiographique et optique respectivement. Globalement pour l'ensemble des courbures, les flexibilités médianes sont de $1,6^\circ/\text{Nm}$ (étendu, $0,1^\circ/\text{Nm} - 4,2^\circ/\text{Nm}$) et de $1,1^\circ/\text{Nm}$ (étendu, $0,04^\circ/\text{Nm} - 13,1^\circ/\text{Nm}$) pour les méthodes radiographique et optique.

Dans la section d'analyse des résultats qui suit, toutes les courbures scoliotiques pour les deux tests de suspension confondus ont été prises en considération. La Figure 5.3 illustre un exemple typique des graphiques obtenus par le test de Bland-Altman pour la comparaison des méthodes radiographique (Rx-Ferg_{Cent}) et optique (Op-Ferg_M) en ce qui concerne la réduction dans le plan PA. On peut y voir une faible corrélation entre les deux méthodes, avec un R^2 de 0,214 (Figure 5.3 (a)). Il y a une erreur de $6,8^\circ$ avec une précision de $5,1^\circ$ (Figure 5.3 (b)). Sur ce graphique de Bland-Altman, on observe un effet de dispersion particulier, ressemblant au symbole $<$. L'ensemble des graphiques de la différence en fonction de la moyenne illustrent un nuage de points où la dispersion des différences augmente à mesure que la moyenne augmente, ce qui indique qu'une transformation logarithmique (Figure 5.3 (c)) est nécessaire pour compléter l'analyse.

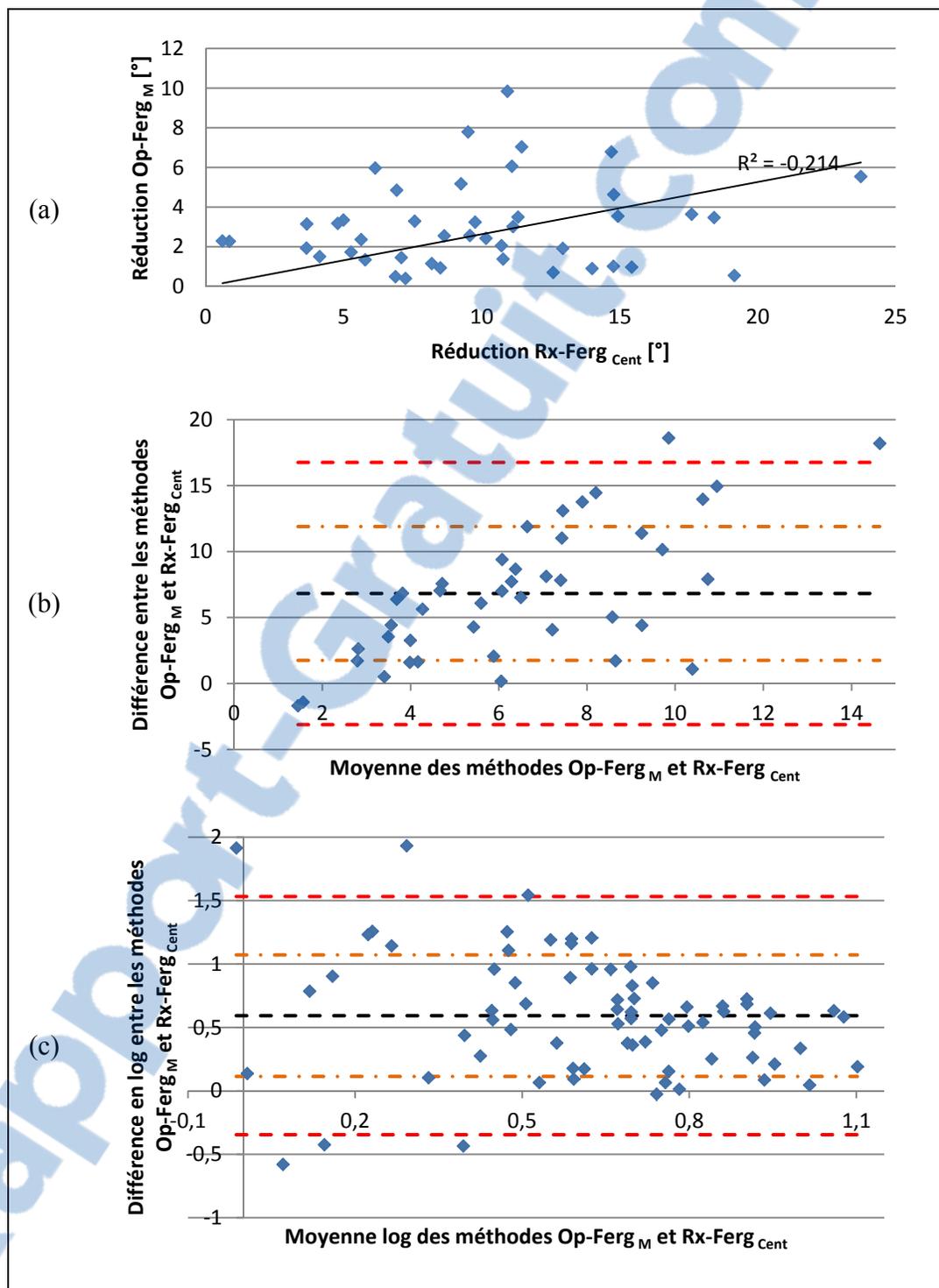


Figure 5.3 Graphiques du test de Bland-Altman pour la réduction dans le plan PA
 (a) réductions obtenues par la méthode optique en fonction de celles obtenues par la méthode radiographique (b) différence entre deux méthodes en fonction de leur moyenne
 (c) transformation logarithmique de la différence en fonction de leur moyenne

Les résultats obtenus par l'analyse de Bland-Altman (erreur \pm précision) et des tests de Wilcoxon (p-value) sont présentés dans les tableaux suivants pour la réduction (Tableau 5.5), la réductibilité (Tableau 5.6) et la flexibilité (Tableau 5.7). Pour chacun de ces tableaux, les divergences entre les méthodes d'évaluation sont présentées pour les déformations scoliotiques des courbures principales dans le plan PA et le PDM, ainsi que pour la cyphose et la lordose dans le plan LAT. Les résultats graphiques de ces analyses sont présentés dans l'ANNEXE III, où les Figure-A III-1, Figure-A III-2 et Figure-A III-3 résultent de l'analyse de Bland-Altman pour la comparaison entre les méthodes radiographique et optique concernant les trois indices de mobilité, tandis que les Figure-A III-4 et Figure-A III-5 affichent les différences significatives entre les médianes des méthodes d'évaluation obtenues avec le test de Wilcoxon.

Pour l'indice de réduction (Tableau 5.5) des courbures scoliotiques, il y a des différences significatives entre chaque méthode évaluée, à l'exception de la comparaison entre les méthodes basées sur les marqueurs externes (Rx-Ferg_M vs Op-Ferg_M). Pour cette dernière comparaison, il n'y a pas de différence significative dans le plan PA ($p = 0,2272$), ni dans le PDM ($p = 0,8753$). Il y a des différences significatives de $3,9^\circ \pm 3,9^\circ$ ($p \ll 0,05$) et de $3,5 \pm 2,9^\circ$ ($p \ll 0,05$) pour la réduction de la cyphose et la lordose respectivement, lorsqu'elles sont calculées à partir des angles de Cobb et de Ferguson pour la méthode radiographique (Rx-Cobb vs Rx-Ferg_{Cent}).

Tableau 5.5 Résultats de Bland-Altman et de Wilcoxon pour la réduction

	Courbures scoliotiques (N = 43)				Plan latéral (N = 36)			
	Plan PA		PDM		Cyphose		Lordose	
	Différence [°]	p-value	Différence [°]	p-value	Différence [°]	p-value	Différence [°]	p-value
Rx-Ferg _{Cent} vs Op-Ferg _M	6,8 ± 5,1	0,0000*	5,3 ± 6,0	0,0000*	0,4 ± 6,2	0,4603	1,0 ± 5,1	0,2797†
Rx-Ferg _M vs Op-Ferg _M	1,1 ± 4,0	0,2272	0,4 ± 6,5	0,8753	0,4 ± 6,6	0,9374	0,8 ± 4,8	0,4255‡
Rx-Ferg _{Apo} vs Rx-Ferg _M	2,5 ± 4,7	0,0006*	1,6 ± 6,8	0,0198*	0,6 ± 4,0	0,1126	0,2 ± 6,8	0,9455‡
Rx-Ferg _{Cent} vs Rx-Ferg _{Apo}	3,2 ± 5,0	0,0002*	3,3 ± 5,6	0,0004*	0,2 ± 3,1	0,7061	1,7 ± 5,1	0,0759
Rx-Cobb vs Rx-Ferg _{Cent}	5,3 ± 2,9	0,0000*	5,2 ± 3,0	0,0000*	3,9 ± 3,9	0,0000*	3,5 ± 2,9	0,0000*

En ce qui concerne l'indice de réductibilité (Tableau 5.6) des courbures scoliotiques, aucune différence significative n'a été relevée entre les deux méthodes utilisant des marqueurs externes (Op-Ferg_M vs Rx-Ferg_M), dans le plan PA (p = 0,2825) et dans le PDM (p = 0,7905). Également, il n'y a pas de différence de réductibilité (p = 0,4614) entre les mesures des angles de Cobb et de Ferguson à partir du centroïde des corps vertébraux (Rx-Cobb vs Rx-Ferg_{Cent}).

Tableau 5.6 Résultats de Bland-Altman et de Wilcoxon pour la réductibilité

	Courbures scoliotiques (N = 43)				Plan latéral (N = 36)			
	Plan PA		PDM		Cyphose		Lordose	
	Différence [%]	p-value	Différence [%]	p-value	Différence [%]	p-value	Différence [%]	p-value
Rx-Ferg _{Cent} vs Op-Ferg _M	5 ± 44	0,0036*	4 ± 32	0,0174*	15 ± 92	0,7894	21 ± 41	0,0005*†
Rx-Ferg _M vs Op-Ferg _M	3 ± 47	0,2825	4 ± 50	0,7905	1 ± 102	0,7415	1 ± 52	0,7672‡
Rx-Ferg _{Apo} vs Rx-Ferg _M	12 ± 36	0,0031*	6 ± 50	0,0367*	16 ± 103	0,0302*	21 ± 74	0,1866‡
Rx-Ferg _{Cent} vs Rx-Ferg _{Apo}	10 ± 16	0,0003*	6 ± 17	0,0133*	30 ± 82	0,0045*	45 ± 47	0,0000*
Rx-Cobb vs Rx-Ferg _{Cent}	0,1 ± 4	0,4614	2 ± 4	0,0152*	5 ± 19	0,0339*	0,5 ± 3	0,1315

* Test significatif

† Nombre de courbures évaluées: 35

‡ Nombre de courbures évaluées: 28

Finalement, pour l'indice flexibilité (Tableau 5.7) des courbures scoliotiques, il n'y a pas de différence entre les méthodes optique et radiographique utilisant des marqueurs externes (Op-Ferg_M vs Rx-Ferg_M), dans le plan PA ($p = 0,7262$) et dans le PDM ($p = 0,3162$). Également, aucune différence significative n'a été relevée pour la flexibilité entre les méthodes Op-Ferg_M et Rx-Ferg_{Cent} dans le plan PA ($p = 0,7720$) et dans le PDM ($p = 0,7720$).

Tableau 5.7 Résultats de Bland-Altman et de Wilcoxon pour la flexibilité

	Courbures scoliotiques (N = 43)				Plan latéral (N = 36)			
	Plan PA		PDM		Cyphose		Lordose	
	Différence [°/Nm]	p-value	Différence [°/Nm]	p-value	Différence [°/Nm]	p-value	Différence [°/Nm]	p-value
Rx-Ferg _{Cent} vs Op-Ferg _M	0,3 ± 2,7	0,7720	0,9 ± 4,2	0,7720	4,5 ± 16,1	0,0733	3,7 ± 11,9	0,0016*†
Rx-Ferg _M vs Op-Ferg _M	0,6 ± 4,7	0,7262	0,6 ± 4,6	0,3162	1,9 ± 21,9	0,0959	1,1 ± 13,9	0,6653‡
Rx-Ferg _{Apo} vs Rx-Ferg _M	0,6 ± 4,2	0,0288*	0,5 ± 3,3	0,0779	2,8 ± 23,5	0,1977	0,6 ± 7,1	0,9818‡
Rx-Ferg _{Cent} vs Rx-Ferg _{Apo}	1,5 ± 2,7	0,0000*	0,9 ± 1,9	0,0022*	5,5 ± 15,1	0,0022*	2,9 ± 3,0	0,0000*
Rx-Cobb vs Rx-Ferg _{Cent}	1,0 ± 0,6	0,0000	1,0 ± 0,6	0,0000*	1,2 ± 1,7	0,0001*	1,2 ± 1,0	0,0000*

Il y a une différence significative ($p < 0,05$) entre la méthode optique à partir des marqueurs externes et la méthode radiographique à partir du centroïde des corps vertébraux pour les courbures scoliotiques relevées par les indices de réduction et de réductibilité. Des différences de $6,8^\circ \pm 5,1^\circ$ et de $5,3^\circ \pm 6,0^\circ$ ont été relevées dans le plan PA et le PDM pour la réduction, tandis que ces différences sont respectivement de $5\% \pm 44\%$ et de $4\% \pm 32\%$ pour la réductibilité.

* Test significatif

† Nombre de courbures évaluées: 35

‡ Nombre de courbures évaluées: 28

L'objectif principal de cette étude était de comparer la méthode optique, où les mesures sont relevées par l'angle de Ferguson à partir des marqueurs avec la méthode radiographique où les mesures sont relevées par l'angle de Ferguson à partir du centre des corps vertébraux (Op-Ferg_M vs Rx-Ferg_{Cent}). Les résultats démontrent que la méthode optique proposée ne prédit pas les résultats auxquels on s'attendait avec la méthode radiographique en ce qui concerne la réduction et la réductibilité. Toutefois, on n'y voit pas de différence au niveau de la flexibilité. Puisqu'on y retrouve des différences entre les deux méthodes, nous nous sommes interrogés sur la provenance de ces différences. D'après ce qu'on a observé, ces différences ne proviennent pas du fait qu'on relève les mesures avec une caméra optique (Op-Ferg_M vs Rx-Ferg_M). Toutefois, des différences ont été notées entre les mesures relevées à partir de l'extrémité des apophyses épineuses et des marqueurs (Rx-Ferg_{Apo} vs Rx-Ferg_M), c'est-à-dire entre les repères internes et externes. Des différences ont également été notées entre les mesures relevées à partir des repères anatomiques vertébraux du centre du corps vertébral et de l'extrémité de l'apophyse épineuse (Rx-Ferg_{Cent} vs Rx-Ferg_{Apo}). Finalement, nous avons aussi noté des différences entre les mesures relevées par les angles de Cobb et de Ferguson (Rx-Cobb vs Rx-Ferg_{Cent}), en ce qui concerne la réduction et la flexibilité.

5.2.3 Reproductibilité du test de suspension

Vingt-trois patients ont effectué deux fois le test de suspension. Les mesures de mobilité du rachis ont été comparées sur 32 courbures pour la méthode radiographique et sur 29 courbures pour la méthode optique. Les résultats détaillés des tests de suspension répétés dans les plans postéro-antérieur et de déformation maximale sont présentés dans le Tableau-A III-4, le Tableau-A III-5 et le Tableau-A III-6 pour la réduction, la réductibilité et la flexibilité, respectivement. Ces tableaux présentent également la différence entre les deux tests pour chaque patient. Les médianes de l'ensemble des différences entre le premier et le deuxième test de suspension sont résumées dans le Tableau 5.8.

Tableau 5.8 Médiannes des différences entre les deux tests de suspension

	Réduction [°]		Réductibilité [%]		Flexibilité [°/Nm]	
	PA	PDM	PA	PDM	PA	PDM
Rx Cobb	4,2	3,1	7,9	5,9	0,56	0,45
Rx Ferg Cent	2,9	2,7	8,8	7,4	0,49	0,42
Op Ferg M	1,6	1,6	9,4	9,1	0,75	0,74

Les coefficients de corrélation intra-classe sont présentés dans la Figure 5.4 pour les mesures relevées dans le plan PA (a) et dans le PDM (b). Selon l'interprétation de Rouleau et al. (2012), les ICC de réduction pour la méthode radiographique sont considérés comme étant bons pour les méthodes radiographiques puisqu'ils sont supérieurs à 0,7. Cependant, les résultats de reproductibilité pour le test de suspension dans le plan PA démontrent que la méthode optique proposée sur les marqueurs externes, somme toute, n'est pas très reproductible. Dans le PDM, les indices en réduction pour les méthodes radiographiques sont jugés très bons, étant donné qu'ils sont supérieurs à 0,8. De plus, la réductibilité relevée par la méthode radiographique et la flexibilité relevée par la méthode optique sont également considérées comme étant bonnes dans le PDM.

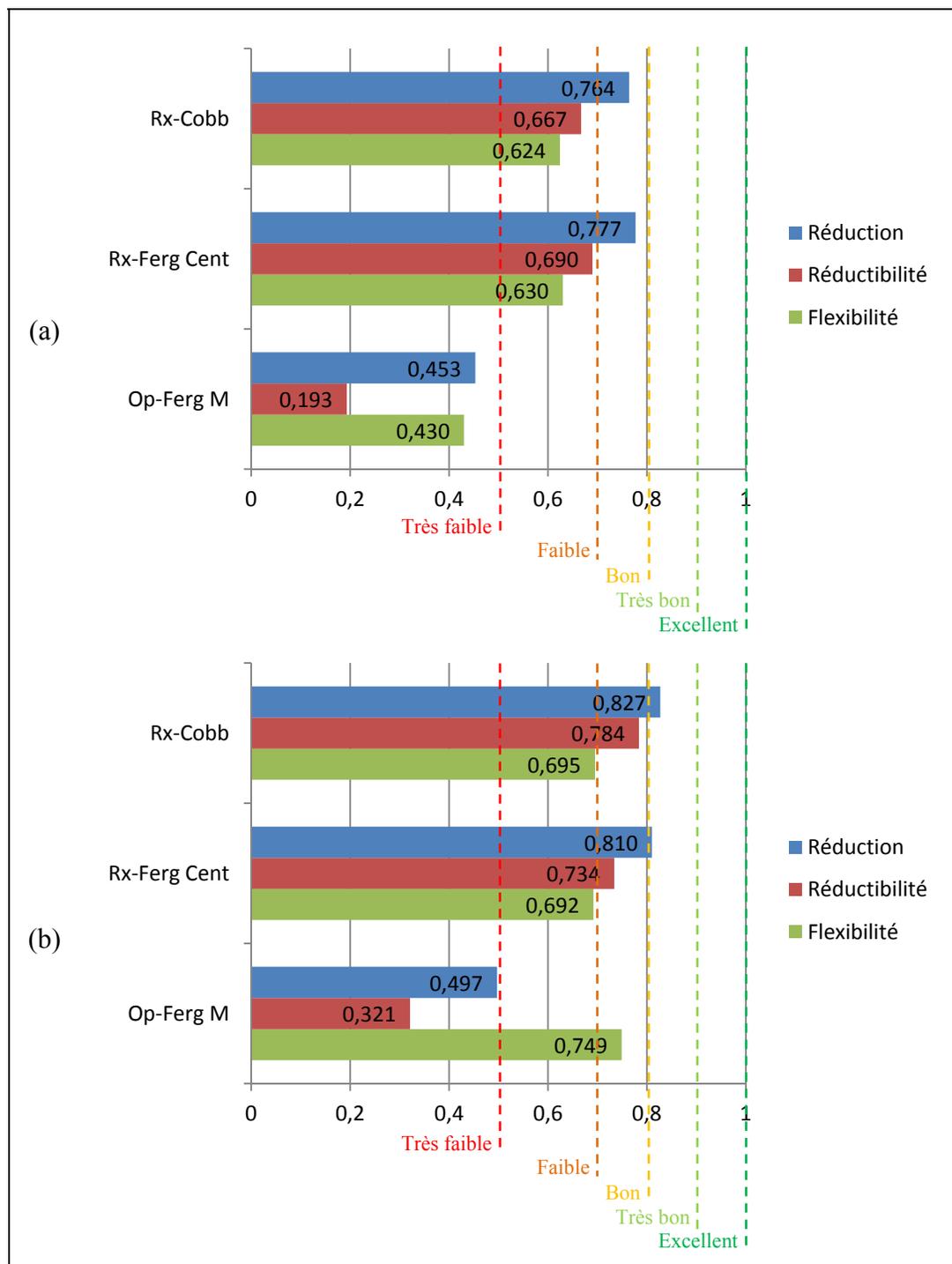


Figure 5.4 Résultats des analyses ICC pour les tests de suspension répétés (a) dans le plan PA (b) dans le PDM

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Le but de cette étude est d'explorer la faisabilité d'une méthode d'acquisition optique non-irradiante pour évaluer la flexibilité du rachis scoliotique. Plus spécifiquement, ce mémoire cherche à vérifier si la méthode utilisant une caméra optique permettant l'évaluation à partir de marqueurs cutanés permet de bien estimer la flexibilité du rachis en suspension telle que mesurée sur les radiographies pour éviter celles-ci.

6.1 Équipement du test de suspension

La première étape de ce travail a été de revoir l'équipement du test de suspension pour répondre aux besoins spécifiques de ce projet. L'appareil de levé, initialement conçu par Mme Marie-Ève Lamarre (2008) pour le test de suspension, a préalablement été adapté par Mme Jolyane Raynauld afin d'être utilisé avec le système radiographique EOS. Un treuil électrique a été intégré à l'appareil afin de faciliter la levée et la descente des patients. Les avantages majeurs de l'adaptation du test de suspension avec EOS sont que la dose d'irradiation du patient est grandement réduite (Deschenes et al., 2010; Dubousset et al., 2005), que l'analyse des angles peut se faire dans les plans postéro-antérieur et latéral ou dans le plan de déformation maximale (Labelle et al., 2011), et que la reconstruction 3D de la colonne vertébrale en suspension est dorénavant possible étant donné l'acquisition simultanée des radiographies PA et LAT calibrées dans l'appareil EOS. De plus, un harnais a été spécialement conçu dans le cadre de ce projet pour remplacer l'ancien harnais à coque rigide. Le nouveau modèle du harnais de suspension offre ainsi une visibilité dorsale, grâce à son ouverture postérieure, et peut être adapté aux différentes morphologies des patients. Lors du recrutement, aucun patient ne s'est plaint de douleur causée par le harnais, malgré le léger inconfort qu'il peut occasionner au niveau de la mâchoire pendant la suspension.

Quoique ces deux pièces d'équipement aient permis de réaliser cette étude de faisabilité, ils demeurent des prototypes fonctionnels nécessitant quelques modifications pour améliorer leur forme et leur fonction. Par exemple, un système d'interrupteurs de fin de course devrait être intégré à l'appareil de levé pour éliminer le risque d'erreurs de manipulation et éviter la butée avec les limites supérieure et inférieure de l'appareil de suspension. En ce qui concerne le harnais de suspension, le marqueur supérieur délimitant la courbure thoracique de la scoliose est fréquemment caché par le harnais lorsque le patient est en position debout. Plus précisément, les marqueurs positionnés au-dessus des vertèbres T6, T7 ou T8 sont généralement masqués en position debout: plus particulièrement lorsque le patient est petit. Ainsi, pour améliorer la conception du harnais, il est recommandé d'agrandir l'ouverture dorsale vers le haut pour améliorer la visibilité des vertèbres thoraciques supérieures et pour éliminer l'interférence optique causée par le harnais.

L'étude préliminaire effectuée pour comparer l'ancien et le nouveau harnais a permis de confirmer que le nouveau harnais de suspension crée un effet corset sur la cage thoracique du patient puisque les pressions du harnais sur le tronc sont supérieures au seuil cliniquement établi de 30 mm Hg (Beausejour et al., 2002; Perie et al., 2004) et que les concentrations des pressions sont réparties sur les flancs du tronc. Les forces générées par le harnais sur la cage thoracique n'ont cependant pas été prises en considération dans le calcul de l'indice de flexibilité étant donné qu'elles sont généralement appliquées uniquement sur les vertèbres thoraciques supérieures aux segments considérés dans cette étude. Il serait néanmoins recommandé de mesurer la pression à l'interface entre le harnais et le tronc des patients dans une étude ultérieure afin de confirmer que les pressions appliquées par le harnais n'affectent pas la correction des courbures scoliotiques étudiées. Ainsi, connaissant la distribution des pressions du harnais sur chaque patient, il serait possible de mesurer la surface de contact et d'en déduire les forces équivalentes et leurs points d'application, telle la méthode décrite par Beausejour et al. (2002), pour étudier leur effet biomécanique sur la forme du rachis.

6.2 Équipement de la méthode optique

L'utilisation du Pontos a été sélectionnée parmi les différents systèmes de mesure non-irradiant pour plusieurs raisons. L'avantage principale du Pontos est qu'il permet d'effectuer une analyse cinématique en temps réel, c'est-à-dire de prendre des mesures en continue. Dans le contexte de cette étude, cet avantage permettrait alors de relever les mesures d'angles à plusieurs moments lors du processus de suspension afin d'analyser l'effet de la traction sur le rachis (les courbures se corrigent de façon tête à pied ou bien les plus souples avant les rigides).

Cet appareil de mesure optique 3D permet l'acquisition des coordonnées spatiales d'un nombre illimité de points de repères, représentés par les marqueurs externes, afin de calculer différents paramètres tels des déplacements, des vitesses ou des accélérations. Le logiciel du Pontos permet d'afficher les résultats par des vecteurs de couleur sur graphiques ou des diagrammes dans une vue 3D et même par des animations. Il est également possible d'exporter les résultats sous différents formats (ASCII, Excel, HTML). Étant donné que le Pontos est léger et compact, il possède la facilité de manipulation et de transport. D'ailleurs, ces facteurs, ainsi que le fait que les données sont acquises par une seule source (deux caméras positionnées sur un trépied) font en sorte qu'il soit possible de l'utiliser conjointement avec l'EOS, sachant qu'il y a un accès restreint à l'entrée de la cabine radiographique.

6.3 Protocole d'acquisition des données lors de tests de suspension

Le test de suspension exploité dans cette étude est l'un des premiers tests de flexibilité qui fournit une estimation de la flexibilité *in vivo* du rachis scoliotique et non seulement de la réduction des courbures comme l'ensemble des autres tests (Lamarre et al., 2009). La terminologie employée pour les indices d'évaluation de la mobilité dans ce mémoire reflète les modifications proposées par Lamarre et al. (2009), à l'exception de la distinction entre la réduction et la réductibilité. Étant donné que l'ensemble des tests de flexibilité ne prend pas en considération la force appliquée lors du mouvement, ils n'évaluent pas réellement la

flexibilité. C'est alors inapproprié d'employer le terme de flexibilité rachidienne lorsqu'il s'agit en réalité de la réduction de la courbure. Une distinction est établie entre les trois indices sur la mobilité rachidienne. La réduction permet d'estimer la différence d'amplitude de courbure en degrés pour les angles relevés entre les positions debout et lors du test de flexibilité. La réductibilité exprime la réduction rachidienne possible en pourcentage, par rapport à la position initiale debout. Enfin, la flexibilité est l'indice qui lie la réduction et la force nécessaire pour que le segment rachidien effectue le changement de forme mesuré lors du test de flexibilité.

L'un des avantages du test de suspension est qu'il permet d'évaluer la flexibilité rachidienne globale avec une seule acquisition additionnelle à celle en position debout. Étant donné que ce test de flexibilité a été adapté au système radiographique EOS, il est dorénavant possible de faire des acquisitions bi-planaires simultanées et d'en faire une reconstruction 3D. Tout compte fait, cette reconstruction facilite l'évaluation rachidienne puisqu'il permet d'obtenir des mesures d'angles standardisés dans tous les plans (PA, LAT et PDM). D'ailleurs, il serait intéressant d'approfondir cette étude en analysant également l'angle dans lequel se trouve le plan de déformation maximale. Le fait que les mesures relevées par la méthode radiographique ou optique sont numériquement calculées avec le logiciel Clindexia réduit l'erreur potentielle engendrée par une mesure manuelle de l'angle à partir des radiographies.

La technique exploitée dans cette étude pour le test de suspension requiert une participation passive du patient. Il est même indiqué au patient de rester détendu lorsqu'il est suspendu afin de minimiser l'action musculaire lors du test. Cependant, il est probable que ce dernier contracte ses muscles dorsaux ou même ceux des membres supérieures pour assurer sa stabilité au cours de la suspension. La contraction musculaire n'a pas été prise en considération lors de l'évaluation de la flexibilité. Il serait donc intéressant de vérifier l'impact potentiel de cette contraction musculaire sur les résultats de réductibilité et de flexibilité. Toutefois, puisque le patient n'a pas à fournir un effort physique ou que les techniciens n'ont pas à intervenir physiquement pour obtenir la position requise par le test de flexibilité, ce test est facilement standardisé.

Quelques problèmes sont survenus lors des acquisitions, soit radiographique ou optique. Des erreurs méthodologiques ont engendré l'exclusion de l'analyse de certaines courbures scoliotiques principales pour les raisons suivantes:

- Par erreur d'inattention de la part du technologue en radiologie, seul le cliché radiographique latéral a été acquis lors de la suspension. Puisque le cliché dans le plan frontal est nécessaire, cette acquisition a dû être exclue de l'analyse. De plus, les deux plans sont nécessaires pour procéder à la reconstruction 3D du rachis scoliotique.
- Un niveau vertébral différent a été sélectionné pour les méthodes Rx-Ferg_M et Rx-Ferg_{Apo} étant donné que certaines données étaient hors du champ de vision radiographique (Figure 6.1) lors de la suspension. Plus précisément, les données relevées à partir des marqueurs externes radio-opaques et à partir de l'extrémité des apophyses épineuses n'étaient pas visibles.



Figure 6.1 Radiographie LAT avec marqueurs externes et extrémité des apophyses épineuses hors du champ de vision

- Les marqueurs thoraciques supérieurs étaient cachés par le harnais de suspension dans la position debout pour la méthode optique (Op-Ferg_M).

- Une mauvaise palpation des apophyses épineuses engendre inévitablement des erreurs de positionnement des marqueurs pour les deux méthodes d'acquisition (Op-Ferg_M et Rx-Ferg_M). L'erreur moyenne par vertèbre de la distance entre l'apophyse et le marqueur externe, calculé sur dix patients dont le positionnement des marqueurs était optimal, est estimée à 13,6 mm ± 5,6 mm (étendu: 4,1 mm à 33,7 mm). Dans certains cas, l'erreur de positionnement des marqueurs peut engendrer un biais dans les calculs, tel qu'une surestimation de:
 - la réductibilité étant donné que l'angle initial identifié dans la position debout est très petit, se rapprochant de zéro;
 - la flexibilité étant donné que le bras de levier est très faible, se rapprochant davantage à une valeur nulle.

Pour assurer une palpation adéquate menant à une analyse des déviations rachidiennes cutanées reproductible et fiable, il est primordial de bien repérer les apophyses épineuses des vertèbres (Furlanetto et al., 2012; Haneline et Young, 2009). Comme indiqué dans d'autres études, il est recommandé que la technique d'identification des repères anatomiques par palpation soit effectuée par un technicien expérimenté et spécialisé dans le repérage manuel des apophyses (Billis, Foster et Wright, 2003; Furlanetto et al., 2012) ou encore que l'imagerie par ultrason soit utilisée pour mieux visualiser les apophyses sous la peau (Heneghan et Balanos, 2010). Malgré le fait que les apophyses épineuses soient relativement près de la peau, plusieurs facteurs peuvent influencer la difficulté de palpation tels que le grand nombre de vertèbres et le rapprochement des repères osseux l'un par rapport à l'autre, la rotation des vertèbres, ainsi que la déformation des apophyses causée par la scoliose (Furlanetto et al., 2012).

De plus, pour éliminer la source d'erreur provenant du bras de levier calculé à partir du positionnement du marqueur externe apical, il serait intéressant de reproduire les résultats en utilisant plutôt le bras de levier relevé à partir de l'extrémité de l'apophyse épineuse apicale

sur la radiographie en position debout, sachant que cette radiographie est acquise à chaque visite lors d'une clinique de scoliose.

6.4 Évaluation du test de suspension

Cette étude démontre non seulement la faisabilité d'utiliser la suspension comme test de flexibilité, mais aussi que ce test est reproductible pour mesurer la réduction à partir de la méthode radiographique. Ce test, facilement standardisable, permet l'évaluation globale de la flexibilité rachidienne en une seule acquisition PA, tout en offrant également la possibilité d'effectuer une acquisition LAT pour réaliser la reconstruction 3D du rachis scoliotique. D'autant plus, il ne requiert pas la participation active du patient ou d'un technicien. Étant donné que ce test rencontre l'ensemble des besoins de cette étude, il est possible d'affirmer la pertinence de l'utilisation clinique de la suspension pour évaluer les indices de mobilité rachidienne.

À l'heure actuelle et en raison d'un projet conjoint, l'appareil de suspension est adapté à la cabine EOS, offrant ainsi l'opportunité d'utilisation conjointe avec l'appareil radiographique à basses doses. Sachant que cet appareil émet six à neuf fois moins d'irradiations que la radiographie assistée par ordinateur (*computed radiography*) et des centaines de fois moins d'irradiations que la tomodensitométrie (*computed tomography scans*) (Deschenes et al., 2010), l'utilisation du test de suspension pourrait s'étendre chez les patients recevant un traitement conservateur.

Les indices de flexibilité moyenne relevés par la méthode Rx-Cobb pour les patients des cohortes COR (courbure modérée: $3,12^\circ/\text{Nm}$) et CHX (courbure sévère: $2,65^\circ/\text{Nm}$) sont plus élevés que celles relevés dans la littérature (courbure modérée: $1,80^\circ/\text{Nm}$ vs courbure sévère: $1,55^\circ/\text{Nm}$) (Lamarre et al., 2009). Ces résultats peuvent être expliqués par le fait que dans l'étude menée par Lamarre et al. (2009), les patients étaient complètement soulevés du sol, alors la force utilisée dans le calcul du moment correspond d'avantage à la réalité. Tandis que dans cette étude, pour des fins de stabilisation et d'équilibre, les patients étaient soulevés

jusqu'à ce que la pointe des pieds reste en contact avec le sol. Donc, la force utilisée dans le calcul du moment ne correspond pas entièrement à la réalité, puisqu'elle devrait prendre en considération la force résultante du contact entre les pieds et le sol. Pour ce faire, il est recommandé d'utiliser une matrice de pression comme le Truebalance (MatScan® System, Tekscan, États Unis) pour mesurer la force initiale (poids du patient) et la force résiduelle du contact avec le sol lors de la suspension. De plus, une source d'erreur peut émaner du fait que le patient se positionne volontairement sur la pointe des pieds car la courbure scoliothique n'atteint pas sa capacité maximale à se déplier, biaisant ainsi l'indice de réduction. Au moment où le test de suspension sera employé avec le Truebalance, il serait envisageable d'utiliser les propriétés biomécaniques personnalisées obtenues dans des simulateurs de traitement scoliothique.

6.5 Comparaison des méthodes de mesure des indices de mobilité

L'évaluation de la flexibilité rachidienne est importante en ce qui a trait à la planification du traitement et à la prévision du taux de correction atteignable. Cliniquement, cet indice de réduction des courbures scoliothiques se calcule par la différence entre les mesures d'amplitude angulaire relevées sur les radiographies prises en positions droite et suspendue (dans le cas du test de suspension). Toutefois, la radiographie additionnelle requise par les tests de flexibilité est généralement réservée aux patients qui requièrent une chirurgie étant donné qu'elle impose des doses d'irradiation supplémentaires. Pour implémenter cette évaluation chez les patients scoliothiques traités par corset, une méthode entièrement optique a été proposée comme méthode d'évaluation non-invasive. Les avantages majeurs de la méthode d'acquisition optique sont:

- L'évaluation et la quantification des déformations en mouvement continu lors des tests de flexibilité, en plus de permettre l'évaluation de ces déformations dans un moment précis, comme le fait la méthode radiographique;

- L'évaluation des déformations scoliothiques en trois dimensions, et ce, particulièrement dans le plan de déformation maximale;
- L'évaluation de la flexibilité rachidienne pourra s'étendre à un plus grand nombre de patients (COR), faisant en sorte qu'ils peuvent aussi bénéficier d'un traitement personnalisé par conception et fabrication d'un corset assisté par ordinateur.

Toutefois, la méthode optique présentée comporte des différences significatives par rapport à la méthode radiographique, qui est dans notre cas considérée comme la référence. Sur cette base, on aurait tendance à dire que la méthode optique ne donne pas les mêmes résultats que celle radiographique, mais les différences sont somme toute relativement faible. On pourrait se poser la question, est-ce qu'on est en présence de vraie différences. On a pas vraiment la réponse à ce questionnement, il faudrait investiguer davantage sur la variabilité de la mesure.

L'étude menée à ce sujet permet d'affirmer que la méthode entièrement optique, mesurant les angles à partir des marqueurs externes, ne mesure pas la même réduction ni la même réductibilité que la méthode radiographique où les angles sont mesurés à partir des centroïdes vertébraux ($p < 0,05$). Quoiqu'aucune différence significative n'a été observée pour la mesure de la flexibilité entre les méthodes optique et radiographique ($p = 0,483$), la grande variabilité engendrée par le positionnement des marqueurs externes ne permet pas de conclure que la méthode optique permet d'estimer la flexibilité radiographique. Ces analyses de comparaison ont été effectuées sur un total de 43 courbures provenant des 36 patients lors de la première suspension.

Cette étude a permis d'identifier quelques facteurs permettant d'expliquer les différences de mesure observées pour les indices sur la mobilité entre la méthode radiographique basée sur les repères anatomiques situés au centre des corps vertébraux et la méthode optique basée sur les marqueurs radio-opaques placés sur la peau à l'extrémité des apophyses épineuses. Les sources de différences relevées sont les suivantes:

- Lors du calcul des angles, les vertèbres limites supérieure et inférieure ont été imposées de façon identique pour chaque méthode, mais la sélection de la vertèbre apicale se fait automatiquement par le logiciel Clindexia. Ceci fait en sorte qu'il est possible que l'angle de Ferguson mesuré ne soit pas le même pour chaque méthode;
- La sélection du niveau vertébral peut différer entre Rx-Ferg_{Cent} et Rx-Ferg_{Apo} étant donné que le logiciel Clindexia détermine automatiquement les vertèbres limites supérieure et inférieure de chaque courbure principale en fonction des points d'inflexion respectifs des courbures;
- La sélection du niveau vertébral peut différer entre Op-Ferg_M et Rx-Ferg_{Cent} en raison de marqueurs cachés par le harnais sur les images optiques en position debout. Lorsque cette situation se présentait, le premier marqueur visible dans la position debout a été sélectionné pour la méthode Op-Ferg_M et cette sélection a été imposée aux méthodes Rx-Ferg_M et Rx-Ferg_{Apo}, afin d'éviter la non-correspondance entre les méthodes de mesure;
- Des erreurs de positionnement des marqueurs externes (Figure 6.2), lorsque ceux-ci sont placés sur le dos des patients, peuvent se produire lors du repérage manuel des apophyses épineuses effectué par une technicienne non-expérimentée (Rx-Ferg_M vs Rx-Ferg_{Apo});

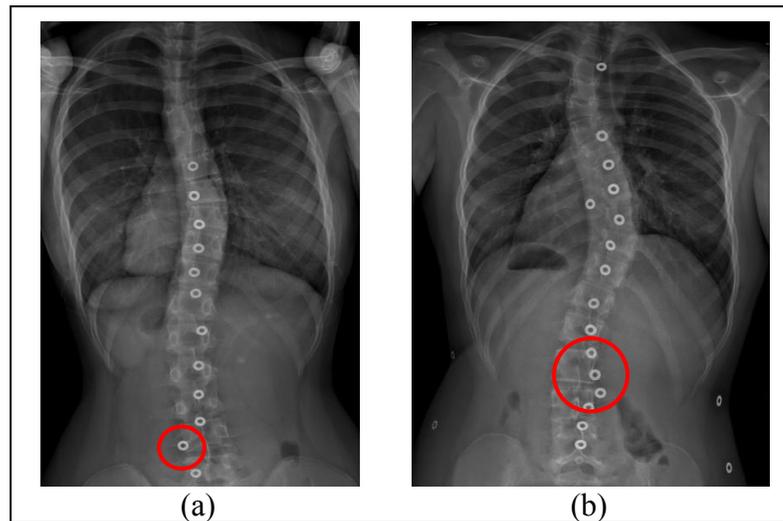


Figure 6.2 Exemples de mauvais positionnement des marqueurs externes
(a) patient P8 (b) patient P17

- Le mouvement de la peau et des tissus mous par rapport aux repères vertébraux osseux ($Rx-Ferg_M$ vs $Rx-Ferg_{Apo}$) influence le positionnement du marqueur externe. Sur un ensemble de dix patients où le positionnement des marqueurs était aligné sur l'apophyse, l'erreur moyenne calculée pour le déplacement de la peau entre la position debout et suspendue est de 5,8 mm, avec un écart type de 3,9 mm (étendu: 0,14 mm à 15,9 mm);
- Le choix des repères anatomiques (Figure 6.3), soit le centre des corps vertébraux ou l'extrémité des apophyses épineuses ($Rx-Ferg_{Cent}$ vs $Rx-Ferg_{Apo}$), influence l'amplitude de déformation mesurée. La cunéiformisation de la vertèbre ainsi que la déformation et la rotation de l'apophyse épineuse liées à la scoliose peuvent contribuer à la différence observée entre les deux méthodes.

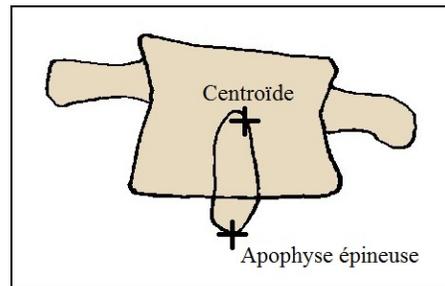


Figure 6.3 Différence causée par le choix des repères anatomiques

Bref, sachant l'importance du recours à une méthode d'évaluation non irradiante lors des cliniques de scoliose, des améliorations doivent être apportées à la méthode optique présentée. Pour améliorer les résultats de la méthode optique, il faudra d'abord mettre en œuvre les deux recommandations mentionnées précédemment, soient la modification de l'ouverture dorsale du harnais et la standardisation du positionnement des marqueurs externes sur les apophyses épineuses. Ensuite, il sera possible de modéliser les erreurs de la méthode optique. Malgré le fait que cette méthode n'est pas encore à point, il est recommandé de poursuivre le développement continu de cette méthode d'évaluation non-invasive qui possède le potentiel de réduire le nombre de radiographies que les patients doivent recevoir.

CONCLUSION

Le but de cette étude était de développer une méthode non-irradiante pour évaluer la flexibilité des courbures scoliotiques à l'aide du test de suspension. Une fois revue et améliorée, la méthode proposée devrait permettre à plus de patients scoliotiques de bénéficier d'une évaluation rachidienne sans ajouter de radiographies additionnelles.

En premier lieu, un harnais de suspension a été adapté pour répondre aux besoins de la méthode non-irradiante proposée dans cette étude pour évaluer la flexibilité. Puisque la méthode d'acquisition optique utilisant des marqueurs externes requiert la visibilité directe aux marqueurs, le harnais a été modifié de façon à ce qu'il y ait une ouverture dorsale. Les résultats de l'étude comparative indiquent que la concentration des pressions dans le nouveau harnais est plus répartie, d'autant plus que les pressions enregistrées sont plus faibles, ce qui fait en sorte que les points de pression sous les aisselles sont moins inconfortables que l'ancien harnais.

En deuxième lieu, la méthode d'acquisition non-irradiante proposée par cette étude consistait à repérer les apophyses épineuses pour y apposer des marqueurs radio-opaques externes, qui seront repérés par deux caméras optiques. Ce système d'acquisition a permis l'acquisition des données en temps réel pour les positions debout et suspendue.

En dernier lieu, la méthode d'acquisition non-irradiante a été validée en comparant les indices de mobilité relevés par cette méthode avec la méthode radiographique dans le cadre d'une étude clinique.

Pour la suite et l'amélioration du projet d'évaluation non-invasive *in vivo* de la flexibilité scoliothique, un rappel des avenues et recommandations sont listées ci-dessous:

- Intégrer un système d'interrupteurs de fin de course à l'appareil de suspension;
- Agrandir l'ouverture dorsale du harnais vers le haut;
- Analyser l'effet de corset provoqué par le harnais de suspension en mesurant la pression à l'interface entre le harnais et le tronc du patient;
- Prendre en considération l'angle du PDM dans l'analyse de la déformation scoliothique;
- Vérifier l'impact potentiel de la contraction musculaire lors d'une suspension;
- Faire appel à un technicien expérimenté et spécialisé dans le repérage manuel des apophyses épineuses pour confirmer le positionnement des marqueurs externes;
- Évaluer l'effet du bras de levier tiré de l'extrémité de l'apophyse épineuse sur la radiographie en position debout pour l'indice de flexibilité des méthodes radiographique et optique où les angles sont mesurés à partir des marqueurs externes;
- Mesurer la force résiduelle de contact des pieds avec le sol lors de la suspension avec le système Truebalance pour ensuite l'intégrer dans les calculs de flexibilité;
- Évaluer et quantifier les déformations en mouvement continu lors des tests de flexibilité grâce à la méthode optique utilisant le Pontos.

ANNEXE I

PROTOCOLE DU TEST DE SUSPENSION

Protocole du test de suspension

Mise en place des marqueurs radio-opaques sur les apophyses vertébrales

Prise de radiographies PA et LAT dans la position debout conventionnelle

Protocole de suspension

1. Installer le harnais de suspension sur le patient (Figure-A I-1);
 - ✓ Demander au patient de se tenir debout, les bras longeant les flancs du tronc avec les jambes légèrement écartées pour maintenir une position stable.
 - ✓ Placer le harnais autour du cou du patient et attacher le velcro se trouvant au niveau de la clavicule gauche du patient.
 - ✓ Demander au patient de mettre les mains sur la tête pour dégager les côtés du corps et faciliter l'installation du harnais par le technicien.
 - ✓ Attacher les velcros se trouvant sur la partie antérieure du harnais et relier les parties latérales en assurant l'ajustement adéquat de la partie du tablier de mousse du harnais.
 - ✓ Passer les sangles jaunes finissant par les mousquetons bleu et rouge par-dessus les épaules du patient, vers l'arrière.
 - ✓ Donner plus de jeu à ces deux sangles en éloignant la partie reliant le mousqueton.
 - ✓ Relier le mousqueton bleu de la sangle bleue, attachée sur la plaque latérale gauche, à la sangle jaune finissant par le mousqueton bleu, attaché au côté droit de la plaque frontale.
 - ✓ Relier le mousqueton rouge de la sangle rouge, attachée sur la plaque latérale droite, à la sangle jaune finissant par le mousqueton rouge, attaché au côté gauche de la plaque frontale.
 - ✓ Repasser les deux sangles jaunes au-dessus des épaules, vers l'avant, pour maintenir le positionnement des sangles bleue et rouge ainsi que des plaques omoplates, et les laisser pendre jusqu'au moment de les relier à l'appareil de suspension.

- ✓ Ajuster les sangles latérales noires de chaque côté du corps. Commencer par celle qui est la plus rapprochée des aisselles et s'assurer que les deux plaques omoplate du harnais soient positionnées au niveau de la pointe des omoplates, tout en longeant le bord latéral de chaque scapula.



Figure-A I-1 Installation du harnais

2. Descendre le système de suspension;
 - ✓ Positionner le contrôleur sur BAS.
 - ✓ Appuyer sur RUN jusqu'à la hauteur minimale du système, qui est indiquée sur le mur intérieur de la cabine EOS.
3. Fixer le harnais au cadre de suspension;
 - ✓ Demander au patient d'entrer dans la cabine EOS.
 - ✓ Attacher les mousquetons situés à l'extrémité des sangles jaunes aux coins du cadre de suspension ayant la même couleur que le mousqueton :
 - Incliner le cadre vers l'avant du patient pour relier les mousquetons mauve et jaune, situés à l'extrémité des sangles jaunes, afin de faciliter leur ajustement.

- Relier les mousquetons bleu et rouge au cadre et tirer sur les extrémités des sangles jaunes pour ajuster la longueur de ces sangles à l'arrière du harnais du patient, et ce, de façon à redresser le cadre.
4. Positionner le patient (Figure-A I-2) en lui demandant de:
- ✓ Regarder le mur du fond de la cabine EOS.
 - ✓ Tenir le dessus du collet du harnais, au niveau des clavicules.
 - ✓ Pointer les coudes légèrement vers l'avant afin de dégager le côté de la colonne vertébrale.
 - ✓ Ne pas mettre de poids sur ses orteils pendant la radiographie.

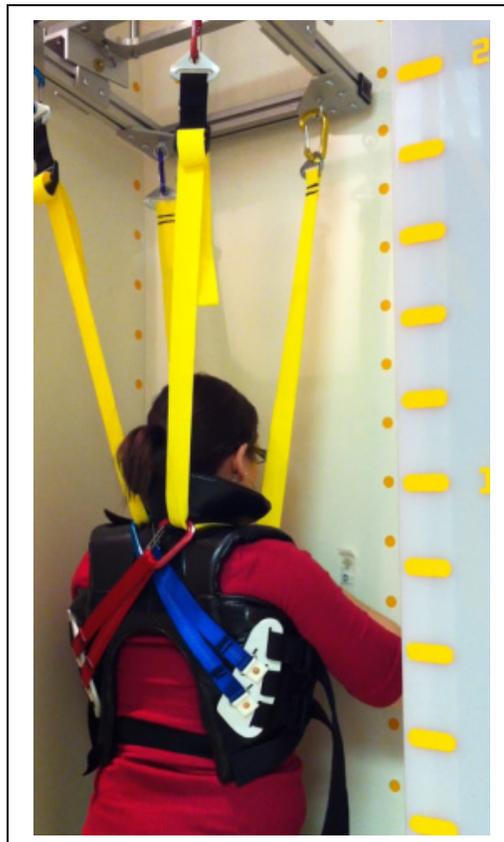


Figure-A I-2 Positionnement typique du patient pour la suspension

5. Acquérir les images optiques avec le Pontos;
 - ✓ Attendre quelques secondes avant de passer à l'étape suivante afin d'obtenir une séquence d'images en position debout.
6. Lever du patient;
 - ✓ Positionner le contrôleur sur HAUT.
 - ✓ Appuyer sur RUN jusqu'à ce que seulement les orteils du patient touchent au sol.
7. Ajuster les faisceaux du système de balayage radiographique (TOTEM);
8. Acquérir les radiographies PA et LAT avec EOS par le technologue en radiographie;
 - ✓ Demander au patient de relever les pieds lors de la radiographie.
9. Descendre le patient au sol;
 - ✓ Positionner le contrôleur sur BAS.
 - ✓ Appuyer sur RUN jusqu'à la hauteur minimale du système.
10. Terminer l'acquisition des images optiques avec le Pontos;
11. Détacher les mousquetons du cadre pour que le patient sorte de la cabine EOS. Agrandir les sangles jaunes au besoin;
12. Enlever le harnais du patient;
 - ✓ Demander au patient d'écartier les jambes pour se tenir dans une position stable avec les jambes légèrement écartées et de placer les mains sur la tête pour libérer les attaches du harnais.
 - ✓ Décrocher les mousquetons des sangles bleue et rouge qui sont reliés aux sangles jaunes, en laissant le mousqueton accroché aux sangles bleue et rouge respective.
 - ✓ Détacher les velcros reliant les parties latérales du harnais à la partie antérieure, et ce, de part et d'autre du tronc du patient.
 - ✓ Détacher le velcro au niveau de la clavicule gauche du patient.
 - ✓ Retirer le harnais autour du cou.
13. Remonter le système de suspension;
 - ✓ Positionner le contrôleur sur HAUT.
 - ✓ Appuyer sur RUN jusqu'à la hauteur minimale du système.

ANNEXE II

RÉSULTATS - DONNÉES CLINIQUES

Les tableaux de cette section présentent les données cliniques des patients, ainsi que les angles de Ferguson relevés dans les positions debout et suspendues pour les méthodes radiographique (Rx-Ferg_{Cent}) et optique (Op-Ferg_M). Les données cliniques présentées pour chaque patient sont l'âge, le poids, le traitement reçu (corset ou chirurgie) et le type de courbure (thoracique principale ou thoracolombaire/lombaire).

Tableau-A II-1 Données des patients et angles de Ferguson [°] dans le plan PA obtenus par les méthodes radiographiques et optiques pour les positions debout et suspendu

ID	Âge [ans]	Poids [kg]	Tx	Type	Radiographique			Optique			
					Debout	Susp. 1	Susp. 2	Debout 1	Susp. 1	Debout 2	Susp. 2
P1	17,7	51,9	CHX	MT	32,6	14,9	16,9	10,1	6,5	9,4	6,1
				TLL	-26,4	-11,0	-13,0	-10,4	-9,4	-9,6	-6,7
P2	17,2	65,5	COR	MT	-16,9	-5,8	-6,2	-2,9	3,1	-2,3	-1,5
				TLL	23,9	13,2	14,1	15,5	13,4	15,6	13,4
P3	15,8	50,4	COR	MT	24,4	11,8		1,8	2,5		
P4	16,2	51,0	CHX	MT	36,3	30,1	33,0	31,4	25,5	34,7	34,1
				TLL	-25,1	-21,0	-23,9	-25,7	-27,2	-24,7	-25,6
P5	15,4	48,5	COR	TLL	-20,2	-13,4	-11,5	-4,6	-5,1	-4,3	-4,4
P6	13,3	31,4	COR	MT	17,9	17,0	13,8	12,5	10,2	14,1	14,6
P7	16,0	63,2	COR	TLL	19,0	18,4	12,8	15,4	13,1	17,6	12,3
P8	16,7	65,7	COR	MT	15,0	9,4	12,6	6,6	4,3	6,7	4,8
P9	15,8	51,9	CHX	MT	31,5	20,2	24,0	7,5	4,0	7,6	4,5
P10	16,3	53,4	COR	MT	19,4	12,1		11,9	11,5		
P11	13,7	48,3	COR	TLL	-24,3	-14,5		-22,2	-18,9		
P12	16,1	59,4	COR	TLL	-28,8	-25,1		-23,7	-20,5		
P13	13,7	47,6	COR	MT	30,8	17,8		30,5	32,4		
P14	17,3	63,9	COR	TLL	-27,1	-12,3		-19,5	-14,9		
P15	14,8	49,4	CHX	TLL	-26,1	-16,6	-20,7	-19,7	-11,9	-20,6	-14,9
P16	14,1	41,7	COR	TLL	-17,0	-8,5		-7,2	-6,2		
P17	14,3	59,5	CHX	MT	36,4	21,7	24,0	21,2	22,2	3,9	7,5
P18	17,6	43,6	COR	MT	27,8	20,2		10,4	7,1		
P19	15,5	52,1	COR	TLL	-26,7	-12,0		-15,3	-8,6		
P20	14,0	44,2	CHX	TLL	-44,3	-33,3	-28,5	-27,4	-17,6	-26,8	-16,7
P21	15,4	53,5	CHX	TLL	38,5	20,1	24,0	14,7	11,2	14,3	12,2
P22	13,9	43,6	COR	MT	19,2	10,5		4,9	7,5		
				TLL	-22,2	-13,0		-19,4	-14,3		
P23	16,3	45,4	COR	TLL	-20,8	-9,7		-9,3	-6,2		
P24	13,8	41,6	COR	TLL	-14,4	-7,3		-9,9	-8,5		
P25	15,7	49,8	COR	MT	24,1	17,1		-2,1	2,7		
				TLL	-25,6	-20,6		-21,1	-17,8		
P26	13,5	40,8	CHX	MT	33,6	27,8	19,6	16,7	15,4	16,5	11,6
P27	12,8	45,2	CHX	MT	59,9	48,4	48,3	22,6	15,6	22,6	20,4
P28	11,1	46,6	CHX	MT	46,8	23,1	23,4	9,5	4,0	11,6	5,5
P29	14,1	53,4	CHX	MT	33,2	19,2	15,1	25,4	24,5	26,1	26,3
P30	14,1	48,7	CHX	TLL	-30,0	-10,9	-13,2	-23,1	-22,5	-22,0	-23,1
P31	19,0	60,1	CHX	MT	39,1	24,2	21,3	15,5	12,0	15,8	11,5
				TLL	-30,2	-20,7	-17,5	-11,9	-9,3	-11,2	-9,8
P32	18,1	40,0	CHX	TLL	-37,1	-33,5	-32,8	-22,3	-20,3	-23,2	-19,7
P33	16,4	48,7	CHX	MT	35,9	31,1	22,1	9,2	6,0	11,9	10,4
P34	19,1	57,9	CHX	MT	35,1	26,9	29,7	13,7	12,6	13,9	12,5
P35	15,2	49,5	CHX	TLL	-31,0	-20,9	-24,1	-13,1	-10,7	-15,7	-15,3
P36	15,8	45,2	CHX	MT	38,0	27,2	29,8	13,5	12,1	14,9	11,5
				TLL	-29,5	-24,2	-28,0	-22,3	-20,5	-23,8	-19,7

Tableau-A II-2 Données des patients et angles de Ferguson [°] dans le plan PDM obtenus par les méthodes radiographiques et optiques pour les positions debout et suspendu

ID	Âge [ans]	Poids [kg]	Tx	Type	Radiographique			Optique			
					Debout	Susp. 1	Susp. 2	Debout 1	Susp. 1	Debout 2	Susp. 2
P1	17,7	51,9	CHX	MT	32,8	15,4	17,1	12,2	7,9	11,6	7,9
				TLL	-26,9	-11,1	-13,2	-16,2	-10,8	-13,7	-10,0
P2	17,2	65,5	COR	MT	-18,5	-6,7	-7,7	-10,2	6,7	-8,5	-7,0
				TLL	25,4	14,0	15,8	15,6	13,5	15,8	13,9
P3	15,8	50,4	COR	MT	28,7	16,5		10,3	7,8		
P4	16,2	51,0	CHX	MT	37,4	31,9	34,2	33,3	25,5	38,9	40,1
				TLL	-26,1	-21,2	-24,0	-25,7	-27,2	-24,8	-25,7
P5	15,4	48,5	COR	TLL	-21,7	-17,1	-13,5	-15,0	-15,7	-17,1	-16,2
P6	13,3	31,4	COR	MT	17,9	17,0	14,1	12,7	10,3	14,3	15,5
P7	16,0	63,2	COR	TLL	19,5	18,7	14,1	15,5	13,1	17,7	12,6
P8	16,7	65,7	COR	MT	18,6	10,8	15,0	15,2	10,8	14,4	12,0
P9	15,8	51,9	CHX	MT	32,1	21,6	24,2	11,6	4,6	12,1	5,0
P10	16,3	53,4	COR	MT	20,1	12,1		14,7	16,0		
P11	13,7	48,3	COR	TLL	-39,7	-25,7		-26,8	-19,5		
P12	16,1	59,4	COR	TLL	-28,8	-25,2		-23,7	-20,8		
P13	13,7	47,6	COR	MT	30,9	17,8		39,2	35,4		
P14	17,3	63,9	COR	TLL	-27,5	-13,2		-30,1	-18,0		
P15	14,8	49,4	CHX	TLL	-26,3	-16,7	-20,8	-23,0	-13,1	-22,3	-15,1
P16	14,1	41,7	COR	TLL	-17,0	-9,8		-7,5	-6,6		
P17	14,3	59,5	CHX	MT	36,5	21,7	24,2	22,1	22,2	12,5	7,5
P18	17,6	43,6	COR	MT	28,8	20,5		10,5	7,2		
P19	15,5	52,1	COR	TLL	-26,7	-12,0		-17,4	-9,9		
P20	14,0	44,2	CHX	TLL	-48,3	-38,2	-34,6	-28,9	-20,3	-28,0	14,3
P21	15,4	53,5	CHX	TLL	38,6	20,1	24,0	15,1	11,6	14,4	13,5
P22	13,9	43,6	COR	MT	22,9	11,7		6,0	8,1		
				TLL	-22,6	-13,1		-28,1	-17,9		
P23	16,3	45,4	COR	TLL	-22,1	-12,3		-16,2	-11,1		
P24	13,8	41,6	COR	TLL	-17,3	-8,0		-13,9	-10,0		
P25	15,7	49,8	COR	MT	26,0	20,2		-11,4	6,1		
				TLL	-27,6	-23,6		-27,3	-19,1		
P26	13,5	40,8	CHX	MT	35,0	28,7	21,2	21,0	19,2	20,7	16,1
P27	12,8	45,2	CHX	MT	60,0	50,1	49,4	24,4	19,5	25,1	28,5
P28	11,1	46,6	CHX	MT	47,1	23,1	23,5	13,4	4,0	15,9	5,6
P29	14,1	53,4	CHX	MT	33,3	19,3	15,5	27,6	27,1	27,5	26,8
P30	14,1	48,7	CHX	TLL	-32,1	-12,2	-14,0	-28,4	-25,3	-25,6	-25,6
P31	19,0	60,1	CHX	MT	39,4	24,3	21,4	16,2	12,0	16,2	11,7
				TLL	-39,4	-21,5	-19,4	-24,3	-10,1	-28,3	-10,7
P32	18,1	40,0	CHX	TLL	-43,8	-36,7	-37,4	-27,2	-23,2	-28,6	-23,1
P33	16,4	48,7	CHX	MT	36,3	31,1	22,2	9,9	7,1	12,9	10,4
P34	19,1	57,9	CHX	MT	38,6	29,0	31,0	18,8	19,4	19,6	19,1
P35	15,2	49,5	CHX	TLL	-31,0	-20,9	-24,1	-14,5	-11,9	-16,5	-15,6
P36	15,8	45,2	CHX	MT	47,7	35,3	35,2	19,4	17,9	21,7	17,2
				TLL	-36,0	-28,9	-33,4	-25,3	-21,4	-27,6	-20,5

ANNEXE III

RÉSULTATS - INDICES D'ÉVALUATION RACHIDIENNES

Les Tableau-A III-1, Tableau-A III-2 et Tableau-A III-3 de cette section présentent les trois indices d'évaluation de la mobilité rachidienne moyennes avec leur écart type pour les méthodes Rx-Ferg_{Cent} et Op-Ferg_M. Ces résultats sont calculés à partir des angles de Ferguson relevés dans le plan postéro-antérieur pour le premier test de suspension, le deuxième test de suspension et pour l'ensemble des deux tests de suspension.

Les Tableau-A III-4, Tableau-A III-5 et Tableau-A III-6 présentent les trois indices obtenues pour les patients ayant effectués deux fois le test de suspension, et ce, pour les méthodes Rx-Cobb, Rx-Ferg_{Cent} et Op-Ferg_M. Ces tableaux affichent également les différences entre les indices des deux tests.

Les Figure-A III-1, Figure-A III-2 et Figure-A III-3 illustrent les analyses de Bland-Altman réalisées pour les trois indices d'évaluation de la mobilité rachidienne pour les méthodes Rx-Ferg_{Cent} et Op-Ferg_M dans le plan PA, le PDM et dans le plan LAT pour la cyphose et la lordose.

Les Figure-A III-4 et Figure-A III-5 présentent les diagrammes en boîtes pour les cinq méthodes d'évaluation des déformations scoliothiques ainsi que les résultats du test de Wilcoxon entre les méthodes. La première figure illustre ces données pour les plans PA et de déformation maximale, tandis que la seconde figure illustre les données du plan LAT, plus précisément pour la cyphose et la lordose.

Tableau-A III-1 Réductions scoliotiques [°] moyennes avec écart type

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)			Suspension #2 (23 patients)			Suspension totale		
	N	Rx	Op	N	Rx	Op	N	Rx	Op
Toutes courbures	43	9,9 ± 4,9	3,1 ± 2,2	29	10,4 ± 5,7	2,7 ± 2,2	72	10,1 ± 5,2	2,9 ± 2,2
Corset	21	8,4 ± 3,9	2,9 ± 1,8	6	7,0 ± 3,3	1,8 ± 1,9	27	8,1 ± 3,8	2,7 ± 1,8
Chirurgie	22	11,4 ± 5,4	3,2 ± 2,5	23	11,3 ± 5,9	3,0 ± 2,3	45	11,3 ± 5,6	3,1 ± 2,4
Thoracique	21	10,3 ± 5,1	3,0 ± 2,0	16	11,5 ± 6,0	2,5 ± 1,7	37	10,8 ± 5,5	2,8 ± 1,9
Corset	9	8,2 ± 3,8	2,7 ± 1,8	3	5,7 ± 4,4	1,1 ± 0,7	12	7,6 ± 3,9	2,3 ± 1,7
Chirurgie	12	12,0 ± 5,5	3,2 ± 2,1	13	12,8 ± 5,6	2,8 ± 1,7	25	12,4 ± 5,5	3,0 ± 1,9
Thoracolominaire	22	9,5 ± 4,9	3,2 ± 2,4	13	9,0 ± 5,3	3,1 ± 2,8	35	9,3 ± 5,0	3,1 ± 2,5
Corset	12	8,5 ± 4,2	3,0 ± 1,8	3	8,3 ± 1,9	2,5 ± 2,6	15	8,5 ± 3,8	2,9 ± 1,9
Chirurgie	10	10,6 ± 5,6	3,3 ± 3,1	10	9,3 ± 6,0	3,2 ± 2,9	20	9,9 ± 5,7	3,2 ± 2,9

Tableau-A III-2 Réductibilités scoliotiques [%] moyennes avec écart type

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)			Suspension #2 (23 patients)			Suspension totale		
	N	Rx	Op	N	Rx	Op	N	Rx	Op
Toutes courbures	43	35,3 ± 16,2	30,6 ± 44,2	29	32,9 ± 16,3	21,6 ± 19,4	72	34,3 ± 16,2	27,0 ± 36,4
Corset	21	38,0 ± 16,9	40,9 ± 60,2	6	36,6 ± 16,8	19,1 ± 14,3	27	37,7 ± 16,5	36,1 ± 54,0
Chirurgie	22	32,7 ± 15,5	20,8 ± 15,7	23	31,9 ± 16,5	22,3 ± 20,8	45	32,3 ± 15,8	21,5 ± 18,3
Thoracique	21	34,3 ± 15,2	43,1 ± 60,4	16	34,4 ± 16,3	25,9 ± 23,4	37	34,3 ± 15,5	35,7 ± 48,3
Corset	9	37,8 ± 17,0	69,0 ± 85,8	3	34,1 ± 25,6	22,6 ± 16,9	12	36,9 ± 18,3	57,4 ± 76,4
Chirurgie	12	31,7 ± 13,9	23,6 ± 17,8	13	34,5 ± 15,0	26,7 ± 25,2	25	33,1 ± 14,2	25,2 ± 21,6
Thoracolominaire	22	36,3 ± 17,4	18,7 ± 11,2	13	31,0 ± 16,8	16,4 ± 11,8	35	34,3 ± 17,1	17,8 ± 11,3
Corset	12	38,2 ± 17,5	19,8 ± 10,1	3	39,0 ± 5,8	15,7 ± 13,9	15	38,4 ± 15,6	19,0 ± 10,5
Chirurgie	10	34,0 ± 18,0	17,3 ± 12,8	10	28,7 ± 18,5	16,6 ± 12,0	20	31,3 ± 18,0	16,9 ± 12,1

Tableau-A III-3 Flexibilités scoliotiques [°/Nm] moyennes avec écart type

Type de courbure	Suspension #1 (36 patients)			Suspension #2 (23 patients)			Suspension totale		
	N	Rx	Op	N	Rx	Op	N	Rx	Op
Toutes courbures	43	1,9 ± 1,0	2,2 ± 2,5	29	1,7 ± 0,9	1,7 ± 2,1	72	1,8 ± 1,0	2,0 ± 2,4
Corset	21	2,1 ± 1,1	2,5 ± 3,0	6	1,8 ± 0,8	0,7 ± 0,5	27	2,0 ± 1,0	2,1 ± 2,7
Chirurgie	22	1,8 ± 1,0	1,9 ± 2,0	23	1,7 ± 1,0	2,0 ± 2,3	45	1,7 ± 1,0	2,0 ± 2,1
Thoracique	21	1,6 ± 0,6	3,3 ± 3,2	16	1,7 ± 0,8	2,3 ± 2,6	37	1,6 ± 0,7	2,9 ± 3,0
Corset	9	1,7 ± 0,6	4,2 ± 3,9	3	1,7 ± 1,0	0,8 ± 0,3	12	1,7 ± 0,7	3,4 ± 3,7
Chirurgie	12	1,5 ± 0,7	2,5 ± 2,5	13	1,7 ± 0,7	2,7 ± 2,8	25	1,6 ± 0,7	2,6 ± 2,6
Thoracolominaire	22	2,2 ± 1,3	1,2 ± 0,9	13	1,8 ± 1,1	1,0 ± 0,8	35	2,0 ± 1,2	1,1 ± 0,8
Corset	12	2,3 ± 1,3	1,2 ± 0,8	3	1,9 ± 0,7	0,7 ± 0,7	15	2,2 ± 1,2	1,1 ± 0,8
Chirurgie	10	2,1 ± 1,3	1,2 ± 1,0	10	1,7 ± 1,2	1,1 ± 0,9	20	1,9 ± 1,2	1,2 ± 0,9

Tableau-A III-4 Réductions obtenues pour les deux tests en suspension et les différences entre les deux tests

ID	Type	Réduction [°]																	
		PA									PDM								
		Rx-Cobb			Rx-Ferg _{cent}			Op-Ferg _M			Rx-Cobb			Rx-Ferg _{cent}			Op-Ferg _M		
Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.		
P1	MT	24,1	22,0	2,1	17,6	15,6	2,0	3,6	3,4	0,3	23,7	22,5	1,2	17,4	15,8	1,7	4,3	3,7	0,6
	TLL	24,5	21,5	3,1	15,4	13,4	2,1	1,0	2,9	1,9	24,8	21,7	3,1	15,8	13,7	2,1	5,4	3,8	1,6
P2	MT	24,8	20,9	3,9	11,1	10,7	0,4	6,1	0,8	5,2	24,9	20,9	4,0	11,8	10,8	1,0	16,8	1,5	15,3
	TLL	16,1	14,5	1,6	10,7	9,8	0,9	2,1	2,2	0,2	16,2	14,7	1,5	11,4	9,6	1,8	2,2	1,9	0,3
P4	MT	8,9	4,6	4,3	6,1	3,2	2,9	6,0	0,5	5,4	8,0	5,0	3,0	5,5	3,2	2,3	7,8	1,1	6,7
	TLL	7,3	2,5	4,8	4,1	1,2	2,9	1,5	0,9	0,6	9,1	5,0	4,1	4,9	2,1	2,8	1,5	0,8	0,7
P5	TLL	11,2	12,9	1,7	6,9	8,8	1,9	0,5	0,1	0,4	4,6	8,5	3,9	4,6	8,2	3,6	0,8	0,8	0,1
P6	MT	2,1	6,8	4,7	0,9	4,1	3,2	2,3	0,5	1,8	1,4	7,0	5,5	1,5	0,9	3,8	2,4	1,2	1,2
P7	TLL	2,1	10,4	8,3	0,6	6,2	5,6	2,3	5,3	3,0	2,9	6,8	3,9	0,8	5,4	4,6	2,4	5,1	2,7
P8	MT	8,3	4,1	4,2	5,6	2,4	3,2	2,4	1,9	0,5	14,3	7,9	6,4	7,8	3,6	4,2	4,4	2,4	2,0
P9	MT	14,5	9,3	5,2	11,3	7,5	3,8	3,5	3,2	0,3	13,1	9,9	3,2	10,5	7,9	2,6	7,1	7,1	0,1
P15	TLL	15,2	8,3	6,9	9,5	5,3	4,2	7,8	5,7	2,1	16,4	9,7	6,7	9,6	5,5	4,1	9,9	7,2	2,7
P17	MT	21,1	18,2	2,9	14,8	12,4	2,3	1,0	3,6	2,6	21,5	18,6	2,9	14,8	12,3	2,5	0,0	5,0	5,0
P20	MT	18,2	22,6	4,4	13,8	17,8	4,0	9,8	10,2	0,3	17,9	21,4	3,4	13,7	17,3	3,7	8,6	7,6	1,0
P21	TLL	25,1	27,9	2,7	10,9	15,7	4,8	3,5	2,0	1,4	19,0	19,4	0,4	10,1	13,7	3,6	3,6	0,9	2,6
P26	MT	27,3	21,5	5,8	18,4	14,4	4,0	1,3	4,9	3,5	27,4	21,8	5,6	18,5	14,6	3,9	1,7	4,6	2,9
	TLL	8,0	22,4	14,4	5,8	14,0	8,2	1,7	6,6	4,9	9,4	21,7	12,4	6,3	13,8	7,5	1,9	9,2	7,4
P27	MT	3,1	13,5	10,4	3,1	9,2	6,0	1,7	7,0	2,2	6,9	12,8	5,9	4,7	8,5	3,8	4,9	3,3	1,6
P28	MT	14,6	15,1	0,5	11,5	11,6	0,2	7,0	2,2	4,9	12,0	13,2	1,2	9,9	10,6	0,7	9,4	10,3	0,9
P29	MT	35,6	32,9	2,7	23,7	23,4	0,4	5,5	6,1	0,6	36,5	33,8	2,7	24,0	23,6	0,4	9,4	10,3	0,9
P30	MT	20,8	22,8	2,1	14,0	18,1	4,1	0,9	0,2	0,7	20,5	22,7	2,2	14,0	17,8	3,8	0,5	0,6	0,1
	TLL	22,3	20,4	1,9	15,7	15,3	0,4	0,5	1,1	0,5	23,0	20,3	2,6	15,9	15,0	0,9	3,1	0,0	3,1
P31	MT	27,2	26,3	0,9	19,2	16,9	2,3	3,5	4,4	0,8	27,3	27,2	0,0	19,9	18,1	1,8	4,2	4,5	0,2
	TLL	22,4	27,6	5,2	14,9	17,9	2,9	2,6	1,4	1,2	23,2	28,3	5,2	15,1	17,9	2,9	14,2	17,6	3,4
P32	MT	14,3	18,6	4,3	9,6	12,8	3,2	0,9	0,7	0,2	26,9	29,1	2,3	17,9	20,0	2,1	4,0	5,5	1,5
	TLL	13,5	10,7	2,8	10,4	9,8	0,7	1,9	3,5	1,6	13,9	11,9	2,0	11,4	11,6	0,2	2,8	2,5	0,3
P33	MT	6,1	9,9	3,8	3,7	4,4	0,7	3,2	1,5	1,7	5,2	4,4	0,8	7,1	6,4	0,7	4,0	5,5	1,5
P34	MT	8,0	21,4	13,4	4,8	13,7	9,0	1,2	1,5	0,3	8,8	22,1	13,2	5,2	14,1	8,8	2,8	2,5	0,3
P35	TLL	12,5	8,2	4,3	8,2	5,3	2,9	2,4	0,4	2,0	14,7	12,1	2,6	9,6	7,6	2,0	0,6	0,5	0,1
P36	MT	15,1	10,6	4,5	10,2	6,9	3,2	1,4	3,4	2,0	13,9	10,1	3,7	10,2	6,9	3,2	1,5	4,4	3,0
	TLL	14,4	11,2	3,3	10,8	8,2	2,6	1,4	3,4	2,0	16,1	16,6	0,5	12,4	12,4	0,0	4,0	4,4	0,4
Moyenne		10,3	4,3	6,0	5,3	1,5	3,8	1,7	4,1	2,4	11,4	5,7	5,7	7,1	2,6	4,5	4,6	4,2	2,5
Médiane		15,6	15,7	4,6	10,3	10,5	3,1	3,0	2,9	1,8	16,1	16,0	3,8	10,9	11,1	2,8	3,6	3,7	1,6
		14,6	14,8	4,2	10,6	10,3	2,9	2,3	2,2	1,6	15,4	15,7	3,1	10,3	11,2	2,7	3,6	3,7	1,6

Tableau-A III-5 Réductibilités obtenues pour les deux tests en suspension et les différences entre les deux tests

ID	Type	Réductibilité [%]																	
		P.A									P.DM								
		Rx-Cobb			Rx-Ferg _{Cent}			Op-Ferg _M			Rx-Cobb			Rx-Ferg _{Cent}			Op-Ferg _M		
Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.	Test 1	Test 2	Diff.		
P1	MT	50,5	46,1	4,4	54,1	48,0	6,1	35,9	35,5	0,4	48,4	46,0	2,4	53,1	48,0	5,1	35,2	31,8	3,4
	TLL	57,0	49,8	7,1	58,4	50,6	7,8	9,4	30,3	21,0	57,2	50,1	7,1	58,6	50,9	7,7	33,3	27,4	5,9
P2	MT	60,7	51,0	9,6	65,7	63,4	2,3	205,6	35,9	169,7	60,7	51,0	9,7	63,6	58,4	5,2	165,6	18,0	147,6
	TLL	48,2	43,5	4,7	44,8	41,0	3,7	13,3	14,3	1,1	48,3	43,8	4,6	44,9	37,7	7,2	13,9	11,8	2,2
P4	MT	16,3	8,4	7,9	16,9	8,9	8,0	19,0	1,5	17,4	14,0	8,8	5,2	14,7	8,5	6,2	23,5	2,9	20,5
	TLL	18,0	6,1	11,8	16,4	4,7	11,7	5,8	3,5	2,3	20,8	11,5	9,3	18,7	7,9	10,8	5,8	3,4	2,5
P5	TLL	37,4	43,2	5,8	34,0	43,4	9,4	10,8	2,5	8,3	12,6	23,2	10,7	21,3	37,7	16,4	5,1	5,0	0,1
P6	MT	7,5	24,8	17,2	4,8	22,8	18,0	18,2	3,6	14,6	5,2	25,2	20,0	4,9	21,0	16,1	19,0	8,2	10,8
P7	TLL	7,2	35,6	28,4	3,2	32,5	29,3	14,9	30,1	15,3	9,3	21,7	12,4	4,0	27,6	23,6	15,5	28,6	13,2
P8	MT	34,1	16,8	17,2	37,6	16,1	21,4	35,6	28,4	7,2	42,0	23,3	18,7	41,9	19,5	22,4	28,8	16,4	12,4
P9	MT	30,0	19,3	10,8	35,9	23,9	12,0	46,5	41,5	5,0	26,1	19,8	6,4	32,7	24,7	8,0	60,6	58,8	1,8
P15	TLL	36,6	20,0	16,6	36,5	20,5	16,0	39,5	27,5	12,0	38,3	22,6	15,7	36,4	20,9	15,5	43,1	32,2	10,9
P17	MT	40,5	35,0	5,5	40,5	34,1	6,4	4,8	92,3	87,5	40,9	35,5	5,4	40,5	33,6	6,9	0,1	40,0	39,9
P20	MT	23,6	29,2	5,7	25,8	33,2	7,4	-	-	-	23,0	27,4	4,4	25,4	32,2	6,8	-	-	-
	TLL	39,5	43,8	4,3	24,7	35,6	10,9	35,9	37,9	2,0	23,6	24,1	0,5	20,9	28,3	7,4	29,9	27,2	2,7
P21	TLL	46,0	36,2	9,7	47,9	37,6	10,3	23,7	14,3	9,4	46,0	36,5	9,5	47,9	37,8	10,1	23,5	6,3	17,2
P26	MT	15,8	44,1	28,3	17,2	41,7	24,4	8,0	29,6	21,6	17,1	39,8	22,6	18,1	39,5	21,4	8,2	22,4	14,2
	TLL	7,1	30,9	23,7	11,0	32,2	21,3	7,8	30,6	22,8	11,6	21,4	9,8	13,4	24,4	10,9	6,6	30,9	24,3
P27	MT	17,3	17,9	0,6	19,1	19,4	0,3	31,1	9,6	21,5	14,0	15,5	1,4	16,6	17,7	1,2	20,1	13,2	6,9
P28	MT	51,9	47,9	3,9	50,7	50,0	0,8	58,4	52,6	5,7	52,5	48,6	3,9	51,0	50,1	0,9	70,3	64,7	5,6
P29	MT	40,6	44,6	4,0	42,2	54,6	12,5	3,6	0,8	2,7	40,0	44,3	4,3	42,1	53,6	11,5	1,8	2,2	0,4
P30	MT	46,0	42,1	3,9	47,8	46,6	1,2	-	-	-	46,5	41,2	5,3	48,0	45,3	2,7	-	-	-
	TLL	62,3	60,2	2,1	63,8	56,2	7,6	2,4	4,8	2,4	53,1	53,0	0,0	61,9	56,4	5,6	10,9	0,1	10,8
P31	MT	37,4	46,0	8,6	38,2	45,6	7,5	22,8	27,6	4,7	38,2	46,7	8,5	38,2	45,6	7,3	26,1	27,7	1,6
	TLL	30,0	39,1	9,1	31,7	42,2	10,5	21,7	12,5	9,2	41,1	44,6	3,4	45,5	50,7	5,2	58,5	62,2	3,6
P32	MT	18,9	15,0	4,0	22,1	20,6	1,5	-	-	-	17,8	15,3	2,6	21,7	22,1	0,3	-	-	-
	TLL	10,1	16,5	6,4	9,8	11,7	1,9	8,7	15,1	6,4	6,6	5,5	1,0	16,2	14,7	1,5	14,7	19,1	4,4
P33	MT	14,2	38,0	23,8	13,3	38,3	25,0	34,6	12,8	21,8	15,4	38,5	23,1	14,3	38,7	24,4	28,6	19,5	9,1
P34	MT	22,7	14,9	7,9	23,3	15,2	8,1	8,4	10,5	2,1	23,5	19,4	4,1	24,9	19,7	5,3	3,3	2,4	0,9
P35	TLL	33,2	23,3	9,9	32,7	22,3	10,5	18,5	2,6	15,9	30,3	22,1	8,2	32,8	22,3	10,5	18,5	5,3	13,2
P36	MT	26,3	20,3	6,0	28,3	21,6	6,7	10,3	22,6	12,4	22,5	23,2	0,8	26,0	26,1	0,1	7,5	20,5	12,9
	TLL	23,6	9,9	13,7	17,9	5,1	12,8	7,8	17,2	9,4	18,0	9,0	9,0	19,7	7,2	12,5	15,7	25,6	9,9
Moyenne		31,6	31,9	10,1	31,8	32,5	10,4	26,3	22,3	18,3	30,1	30,0	7,8	31,9	32,1	9,3	27,4	21,9	14,1
Médiane		31,6	35,3	7,9	32,2	33,6	8,8	18,2	17,2	9,4	24,9	24,7	5,9	29,3	30,2	7,4	19,0	19,5	9,1

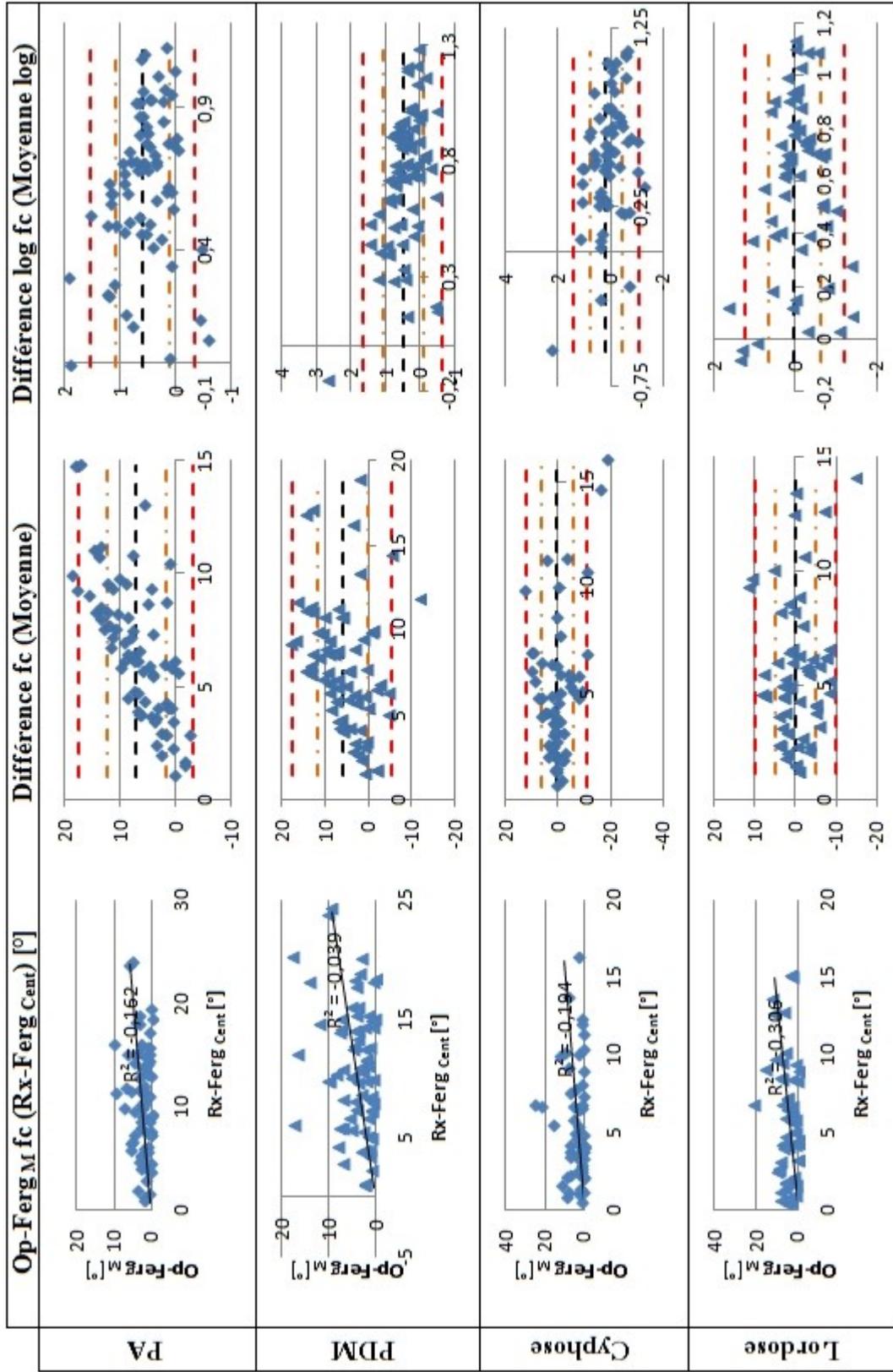


Figure-A III-1 Analyse de Bland-Altman des méthodes radiographique vs optique pour la réduction

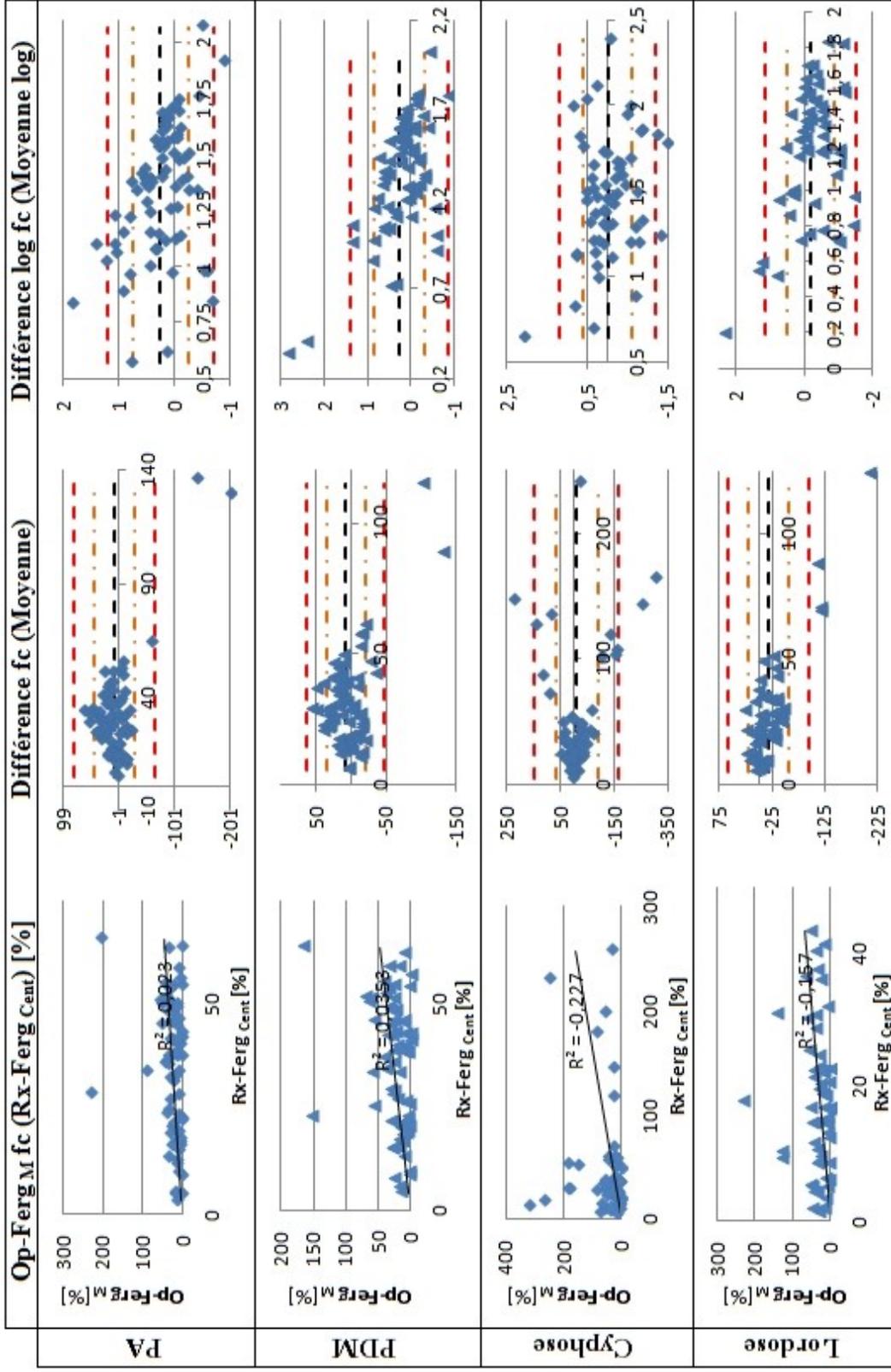


Figure-A III-2 Analyse de Bland-Altman des méthodes radiographique vs optique pour la réductibilité

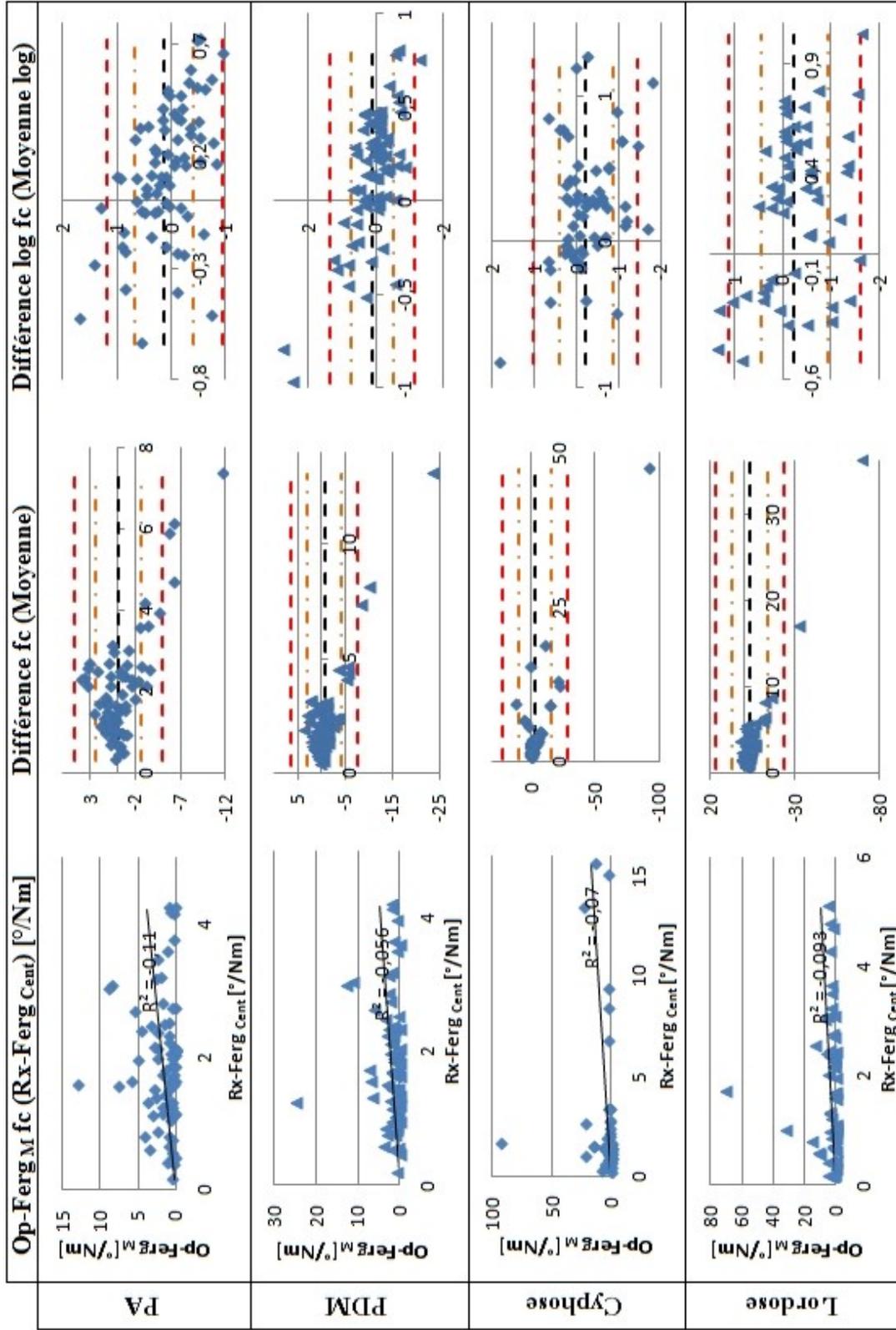


Figure-A III-3 Analyse de Bland-Altman des méthodes radiographique vs optique pour la flexibilité

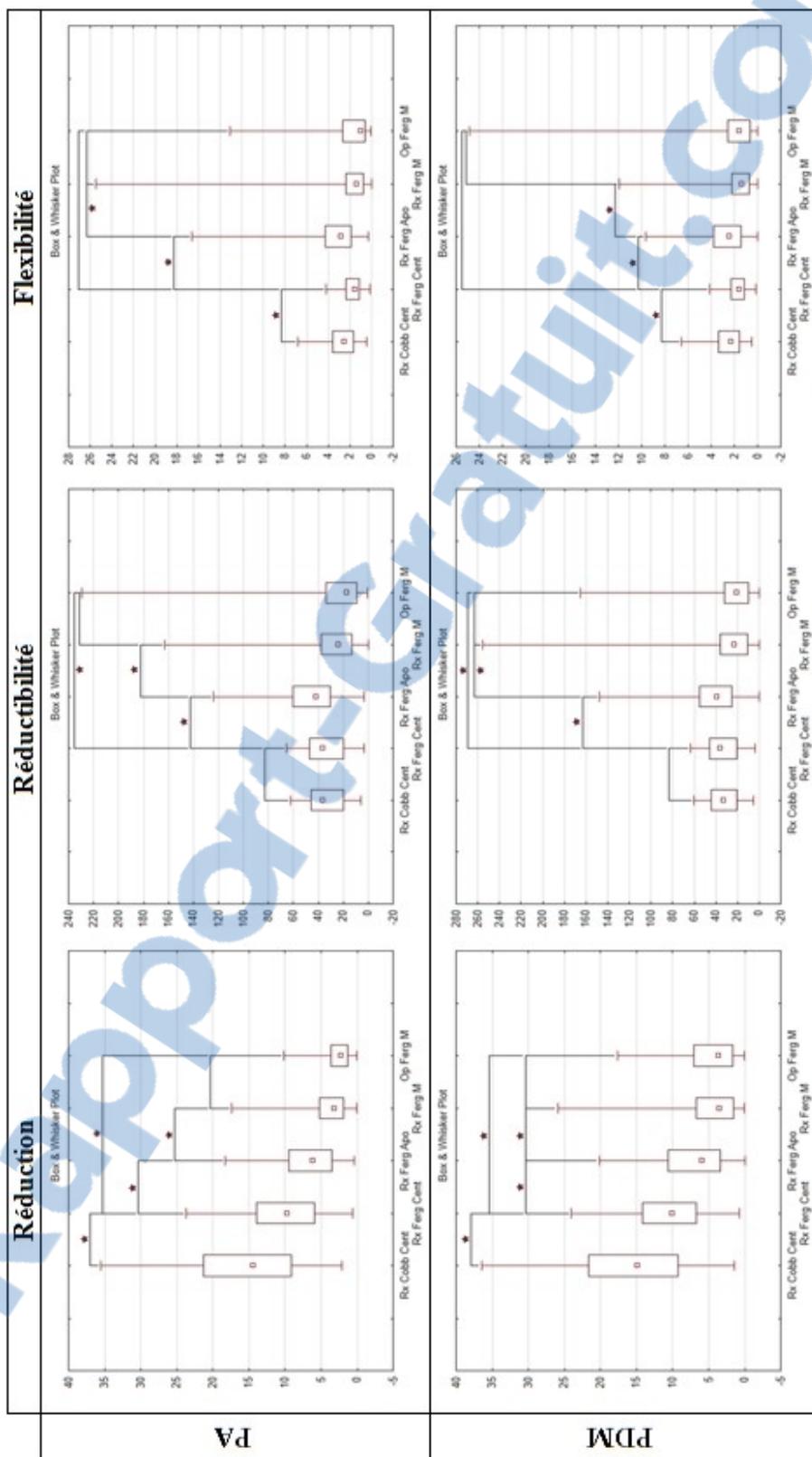
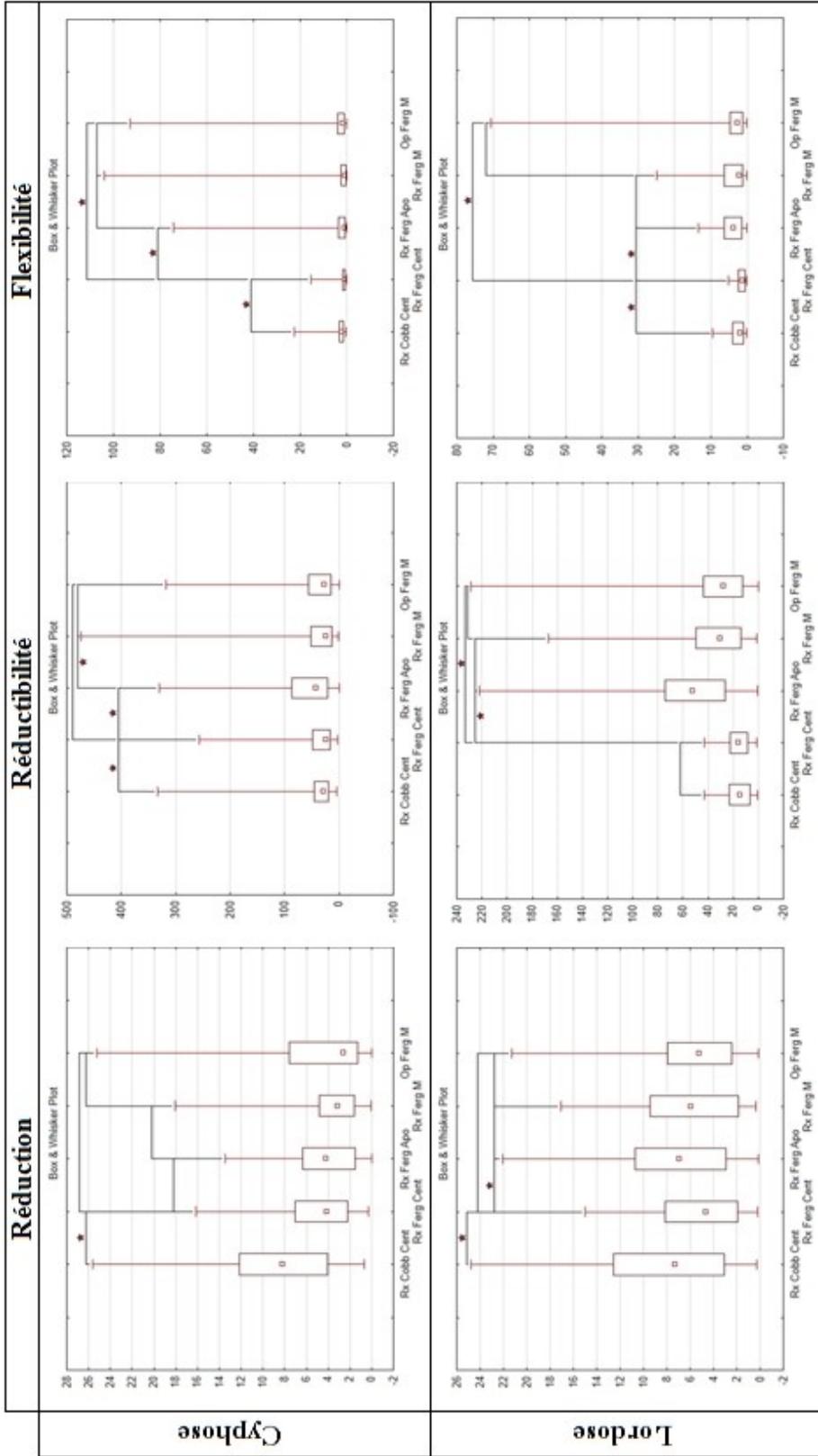


Figure-A III-4 Analyse de Wilcoxon entre les méthodes d'évaluation des déformations scoliotiques



(◻ : Médian ; ◻ : 25%-75% ; | : Min-Max)

Figure-A III-5 Analyse de Wilcoxon entre les méthodes d'évaluation dans le plan LAT

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Adankon, M. M., J. Dansereau, H. Labelle et F. Cheriet. 2012. « Non invasive classification system of scoliosis curve types using least-squares support vector machines ». *Artif Intell Med*, vol. 56, n° 2, p. 99-107.
- Aubin, C. E., H. Labelle, C. Chevretils, G. Desroches, J. Clin et A. B. Eng. 2008. « Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 20, p. 2143-52.
- Aubin, C. E., Y. Petit, I. A. Stokes, F. Poulin, M. Gardner-Morse et H. Labelle. 2003. « Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine ». *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 6, n° 1, p. 27-32.
- Beausejour, M., Y. Petit, G. Grimard, C. E. Aubin, J. Dansereau et H. Labelle. 2002. « Relationships between strap tension, interface pressures and spine correction in brace treatment of scoliosis ». *Stud Health Technol Inform*, vol. 88, p. 207-11.
- Billis, E. V., N. E. Foster et C. C. Wright. 2003. « Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation ». *Man Ther*, vol. 8, n° 4, p. 223-32.
- Bland, J. M., et D. G. Altman. 1986. « Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement ». *Lancet*, vol. 1, n° 8476, p. 307-10.
- Brox, J. I., J. E. Lange, R. B. Gunderson et H. Steen. 2012. « Good brace compliance reduced curve progression and surgical rates in patients with idiopathic scoliosis ». *Eur Spine J*.
- Buchler, P., M. E. de Oliveria, D. Studer, S. Schumann, G. Zheng, J. Schneider et C. C. Hasler. 2014. « Axial suspension test to assess pre-operative spinal flexibility in patients with adolescent idiopathic scoliosis ». *Eur Spine J*.
- Chaffin, Don B., Gunnar B.J. Anderson et Bernard J. Martin (41). 2006. *Occupational Biomechanics*, 4th ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc, 360 p.
- Chen, G., L. G. Lenke, R. A. Lehman, Jr., Y. J. Kim, R. Nunley et K. H. Bridwell. 2007. « The reliability of preoperative supine radiographs to predict the amount of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, n° 24, p. 2668-72.
- Chen, Z. Q., C. F. Wang, Y. S. Bai, X. D. Zhu, C. W. Yang, Y. Xie et M. Li. 2011a. « Using precisely controlled bidirectional orthopedic forces to assess flexibility in adolescent

idiopathic scoliosis: comparisons between push-traction film, supine side bending, suspension and fulcrum bending film ». *Spine (Phila Pa 1976)*.

Chen, Z. Q., Y. F. Zhao, Y. S. Bai, K. P. Liu, S. S. He, C. F. Wang, J. T. Zhang et M. Li. 2011b. « Factors affecting curve flexibility in skeletally immature and mature idiopathic scoliosis ». *J Orthop Sci*, vol. 16, n° 2, p. 133-8.

Cheung, K. M., et K. D. Luk. 1997. « Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 79, n° 8, p. 1144-50.

Clin, J., C. E. Aubin et H. Labelle. 2007. « Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities ». *Med Biol Eng Comput*, vol. 45, n° 5, p. 467-73.

Clin, J., C. E. Aubin, S. Parent, A. Sangole et H. Labelle. 2010a. « Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model ». *Eur Spine J*.

Clin, J., C. E. Aubin, A. Sangole, H. Labelle et S. Parent. 2010b. « Correlation between immediate in-brace correction and biomechanical effectiveness of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 18, p. 1706-13.

Csernatony, Z., S. Molnar, Z. Hunya, S. Mano et L. Kiss. 2011. « Biomechanical examination of the thoracic spine--the axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process ». *J Orthop Res*, vol. 29, n° 12, p. 1904-9.

Davis, B. J., A. Gadgil, J. Trivedi et N. B. Ahmed el. 2004. « Traction radiography performed under general anesthetic: a new technique for assessing idiopathic scoliosis curves ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 29, n° 21, p. 2466-70.

Delorme, S., Y. Petit, J. A. de Guise, H. Labelle, C. E. Aubin et J. Dansereau. 2003. « Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images ». *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 50, n° 8, p. 989-98.

Denoel, C., M. F. Aguirre, G. Bianco, P. H. Mahaudens, R. Vanwijck, S. Garson, R. Sinna et A. Debrun. 2009. « Idiopathic scoliosis and breast asymmetry ». *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, vol. 62, n° 10, p. 1303-8.

Desbiens-Blais, F., J. Clin, S. Parent, H. Labelle et C. E. Aubin. 2012. « New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 27, n° 10, p. 999-1005.

Desbiens-Blais, Frederique. 2012. « Approche integree de conception biomecanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent ». Dissertation/Thesis. Montreal, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 103 p.

- Deschenes, S., G. Charron, G. Beaudoin, H. Labelle, J. Dubois, M. C. Miron et S. Parent. 2010. « Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 9, p. 989-94.
- Dubousset, J., G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa et S. Ferey. 2005. « Le Système EOS: Nouvelle Imagerie Ostéo-Articulaire basse dose en position debout ». *e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie*, vol. 4, n° 4, p. 22-27.
- Dubousset, J., B. Ilharberde et J. C. Le Huec. 2014. « Use of EOS imaging for the assessment of scoliosis deformities: application to postoperative 3D quantitative analysis of the trunk ». *Eur Spine J*.
- Duong, L., F. Cheriet et H. Labelle. 2010. « Automatic detection of scoliotic curves in posteroanterior radiographs ». *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 57, n° 5, p. 1143-51.
- Furlanetto, T. S., C. T. Candotti, T. Comerlato et J. F. Loss. 2012. « Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software ». *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 108, n° 1, p. 203-12.
- Greiner, K. A. 2002. « Adolescent idiopathic scoliosis: radiologic decision-making ». *Am Fam Physician*, vol. 65, n° 9, p. 1817-22.
- Hamzaoglu, A., U. Talu, M. Tezer, C. Mirzanli, U. Domanic et S. B. Goksan. 2005. « Assessment of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 14, p. 1637-42.
- Haneline, M. T., et M. Young. 2009. « A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis ». *J Manipulative Physiol Ther*, vol. 32, n° 5, p. 379-86.
- Hasler, C. C., F. Hefti et P. Buchler. 2010. « Coronal plane segmental flexibility in thoracic adolescent idiopathic scoliosis assessed by fulcrum-bending radiographs ». *Eur Spine J*, vol. 19, n° 5, p. 732-8.
- Heneghan, N. R., et G. M. Balanos. 2010. « Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: a descriptive study ». *Man Ther*, vol. 15, n° 6, p. 599-602.
- Ibrahim, T., O. A. Gabbar, K. El-Abed, M. J. Hutchinson et I. W. Nelson. 2008. « The value of radiographs obtained during forced traction under general anaesthesia in predicting flexibility in idiopathic scoliosis with Cobb angles exceeding 60 degree ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 90, n° 11, p. 1473-6.

- Joncas, J. 2000. *La scoliose: Se préparer à la chirurgie*. Montréal, Canada: Hopital Sainte-Justine, Direction de l'enseignement, 94 p.
- Kadoury, S., et H. Labelle. 2011. « Classification of three-dimensional thoracic deformities in adolescent idiopathic scoliosis from a multivariate analysis ». *Eur Spine J*.
- Kapandji, A.I. 1982. *Physiologie articulaire: Schémas commentés de mécanique humaine*, Tome 3: Tronc et rachis, 4ième édition. Maloigne, Paris, 225 p.
- Kapandji, A.I. 2007. *Physiologie articulaire: Schémas commentés de mécanique humaine*, Tome 3: Rachis - Ceinture pelvienne - Rachis lombal - Rachis dorsal - Rachis cervical - Tête, 6ième édition. Maloigne, Paris, 329 p.
- King, H. A., JH. Moe, DS. Bradford et RB. Winter. 1983. « The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis ». *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 65-A, n° 9, p. 1302-1313.
- Klepps, S. J., L. G. Lenke, K. H. Bridwell, G. S. Bassett et J. Whorton. 2001. « Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 26, n° 5, p. E74-9.
- Kumar, K. 1996. « Spinal deformity and axial traction ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, n° 5, p. 653-5.
- Kuroki, H., N. Inomata, H. Hamanaka, E. Chosa et N. Tajima. 2012. « Significance of hanging total spine x-ray to estimate the indicative correction angle by brace wearing in idiopathic scoliosis patients ». *Scoliosis*, vol. 7, n° 1, p. 8.
- Labelle, H., C. E. Aubin, R. Jackson, L. Lenke, P. Newton et S. Parent. 2011. « Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? ». *J Pediatr Orthop*, vol. 31, n° 1 Suppl, p. S37-45.
- Lafon, Y., V. Lafage, J. P. Steib, J. Dubousset et W. Skalli. 2010. « In vivo distribution of spinal intervertebral stiffness based on clinical flexibility tests ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 2, p. 186-93.
- Lamarre, M. 2008. « Conception d'une methode standardisee pour evaluer la flexibilite de la colonne vertebrale ». M.Ing. Canada, Ecole de Technologie Superieure (Canada), 219 p.
<http://proquest.umi.com/pqdweb?did=1633018511&Fmt=7&clientId=46962&RQT=309&VName=PQD> >
- Lamarre, M. E., S. Parent, H. Labelle, C. E. Aubin, J. Joncas, A. Cabral et Y. Petit. 2009. « Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 34, n° 6, p. 591-7.

- Li, J., S. Hwang, F. Wang, Z. Chen, H. Wu, B. Li, X. Wei, X. Zhu et M. Li. 2013. « An innovative fulcrum-bending radiographical technique to assess curve flexibility in patients with adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 38, n° 24, p. E1527-32.
- Little, J. P., et C. Adam. 2012. « Towards determining soft tissue properties for modelling spine surgery: current progress and challenges ». *Med Biol Eng Comput*, vol. 50, n° 2, p. 199-209.
- Little, J. Paige, et Clayton J. Adam. 2009. « The Effect of soft tissue properties on spinal flexibility in scoliosis : Biomechanical simulation of fulcrum bending ». *Spine*, vol. 34, n° 2.
- Liu, R. W., A. L. Teng, D. G. Armstrong, C. Poe-Kochert, J. P. Son-Hing et G. H. Thompson. 2010. « Comparison of supine bending, push-prone, and traction under general anesthesia radiographs in predicting curve flexibility and postoperative correction in adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 4, p. 416-22.
- Lowe, T. G., M. Edgar, J. Y. Margulies, N. H. Miller, V. J. Raso, K. A. Reinker et C. H. Rivard. 2000. « Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 82-A, n° 8, p. 1157-68.
- Mac-Thiong, J. M., Y. Petit, C. E. Aubin, S. Delorme, J. Dansereau et 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 (Phila Pa 1976)*, vol. 29, n° 1, p. 26-32.
- Majdoulina, Y., C. E. Aubin, A. Sangole et H. Labelle. 2009. « Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis ». *Med Biol Eng Comput*, vol. 47, n° 11, p. 1143-54.
- Majdoulina, Y., C. E. Aubin, X. Wang, A. Sangole et H. Labelle. 2012. « Preoperative assessment and evaluation of instrumentation strategies for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: computer simulation and optimization ». *Scoliosis*, vol. 7, n° 1, p. 21.
- Marieb, Elaine N. (1288). 2005. *Anatomie et physiologie humaines - Troisième édition*, 3ème. Éditions du Renouveau Pédagogique Inc., 1288 p.
- Martino, J., C. E. Aubin, H. Labelle, X. Wang et S. Parent. 2013. « Biomechanical analysis of vertebral derotation techniques for the surgical correction of thoracic scoliosis. A numerical study through case simulations and a sensitivity analysis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 38, n° 2, p. E73-83.

- Mordecai, S. C., et H. V. Dabke. 2011. « Efficacy of exercise therapy for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a review of the literature ». *Eur Spine J*.
- Negrini, S., A. G. Aulisa, L. Aulisa, A. B. Circo, J. C. de Mauroy, J. Durmala, T. B. Grivas, P. Knott, T. Kotwicki, T. Maruyama, S. Minozzi, J. P. O'Brien, D. Padopoulos, M. Rigo, C. H. Rivard, M. Romano, J. H. Wynne, M. Villagrassa, H. R. Weiss et F. Zaina. 2012. « 2011 SOSORT Guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation Treatment of Idiopathic Scoliosis During Growth ». *Scoliosis*, vol. 7, n° 1, p. 3.
- Panjabi, M. M., R. A. Brand, Jr. et A. A. White, 3rd. 1976a. « Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 58, n° 5, p. 642-52.
- Panjabi, M. M., R. A. Brand, Jr. et A. A. White, 3rd. 1976b. « Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine ». *Journal of Biomechanics*, vol. 9, n° 4, p. 185-192.
- Parent, S., P. O. Newton et D. R. Wenger. 2005. « Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing ». *Instr Course Lect*, vol. 54, p. 529-36.
- Perie, D., C. E. Aubin, Y. Petit, H. Labelle et J. Dansereau. 2004. « Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 19, n° 2, p. 190-5.
- Petit, Y., C. E. Aubin et H. Labelle. 2004. « Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine ». *Med Biol Eng Comput*, vol. 42, n° 1, p. 55-60.
- Polly, D. W., Jr., et P. F. Sturm. 1998. « Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility? ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 23, n° 7, p. 804-8.
- Poncet, P., S. Delorme, J. L. Ronsky, J. Dansereau, G. Clynch, J. Harder, R. D. Dewar, H. Labelle, P. H. Gu et R. F. Zernicke. 2000. « Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis ». *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 4, n° 1, p. 59-75.
- Rigo, M. 2011. « Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry ». *Physiother Theory Pract*, vol. 27, n° 1, p. 7-25.
- Rigo, M. D., M. Villagrassa et D. Gallo. 2010. « A specific scoliosis classification correlating with brace treatment: description and reliability ». *Scoliosis*, vol. 5, n° 1, p. 1.

- Rogala, E. J., D. S. Drummond et J. Gurr. 1978. « Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 60, n° 2, p. 173-6.
- Rouleau, D. M., E. Sandman, F. Canet, A. Djahangiri, Y. Laflamme, G. S. Athwal et Y. Petit. 2012. « Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar ratio ». *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 21, n° 5, p. 574-9.
- Sangole, A. P., C. E. Aubin, H. Labelle, I. A. Stokes, L. G. Lenke, R. Jackson et P. Newton. 2009. « Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 34, n° 1, p. 91-9.
- Soucacos, P. N., K. Zacharis, J. Gelalis, K. Soultanis, N. Kalos, A. Beris, T. Xenakis et E. O. Johnson. 1998. « Assessment of curve progression in idiopathic scoliosis ». *Eur Spine J*, vol. 7, n° 4, p. 270-7.
- Stokes, I. A. 2007. « Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation ». *Eur Spine J*, vol. 16, n° 10, p. 1621-8.
- Stokes, I. A., D. D. Aronson, P. J. Ronchetti, H. Labelle et J. Dansereau. 1993. « Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better ». *J Spinal Disord*, vol. 6, n° 4, p. 333-8.
- Trobisch, P., O. Suess et F. Schwab. 2010. « Idiopathic scoliosis ». *Dtsch Arztebl Int*, vol. 107, n° 49, p. 875-84.
- Vaughan, J. J., R. B. Winter et J. E. Lonstein. 1996. « Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, n° 21, p. 2469-73.
- Vedantam, R., L. G. Lenke, K. H. Bridwell et D. L. Linville. 2000. « Comparison of push-prone and lateral-bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in thoracolumbar and lumbar scoliotic curves ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, n° 1, p. 76-81.
- Veldhuizen, A. G., et P. J. Scholten. 1987. « Kinematics of the scoliotic spine as related to the normal spine ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 12, n° 9, p. 852-8.
- Wajchenberg, M., M. Lazar, N. Cavacana, D. E. Martins, L. Licinio, E. B. Puertas, E. Landim, M. Zatz et A. Ishida. 2010. « Genetic aspects of adolescent idiopathic scoliosis in a family with multiple affected members: a research article ». *Scoliosis*, vol. 5, p. 7.
- Watanabe, K., N. Kawakami, Y. Nishiwaki, M. Goto, T. Tsuji, T. Obara, S. Imagama et M. Matsumoto. 2007. « Traction versus supine side-bending radiographs in determining

flexibility: what factors influence these techniques? ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, n° 23, p. 2604-9.

Weinstein, S. L., L. A. Dolan, J. C. Cheng, A. Danielsson et J. A. Morcuende. 2008. « Adolescent idiopathic scoliosis ». *Lancet*, vol. 371, n° 9623, p. 1527-37.

Wong, H. K., et K. J. Tan. 2010. « The natural history of adolescent idiopathic scoliosis ». *Indian J Orthop*, vol. 44, n° 1, p. 9-13.

Zheng, X., X. Sun, B. Qian, T. Wu, S. Mao, Z. Zhu, B. Wang et Y. Qiu. 2012. « Evolution of the curve patterns during brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis ». *Eur Spine J*, vol. 21, n° 6, p. 1157-64.