

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PAR ARTICLES PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAITRISE EN GÉNIE
AVEC CONCENTRATION EN TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. Ing.

PAR
LAMARRE, Marie-Ève

CONCEPTION D'UNE MÉTHODE STANDARDISÉE POUR ÉVALUER LA
FLEXIBILITÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE

MONTRÉAL, LE 27 JUIN 2008

© Marie-Ève Lamarre, 2008

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Stefan Parent, codirecteur, chirurgien orthopédiste
Département de chirurgie à l'hôpital Sainte-Justine

M. Jacques De Guise, président du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Farida Cheriet, examinatrice externe
Département de génie informatique et génie logiciel à l'École Polytechnique de Montréal

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 3 JUIN 2008

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier les 38 patients qui ont participé à ce protocole de recherche et sans qui, il aurait été impossible d'envisager un tel projet.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à mon directeur de recherche Yvan Petit, professeur au département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure et à mon co-directeur Stefan Parent, chirurgien orthopédiste à l'hôpital Sainte-Justine, pour leur soutien technique, moral et monétaire tout au long de ce projet. Merci pour la liberté ainsi que la confiance que vous n'avez pas hésité à m'accorder. J'ai beaucoup apprécié travailler avec vous.

J'aimerais également remercier Carl-Éric Aubin, professeur au département de génie mécanique de l'école Polytechnique, Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste à l'hôpital Sainte-Justine et Anne Cabral, étudiante à la maîtrise à l'école Polytechnique, pour leur participation à diverses activités et réunions et pour tout le temps qu'ils m'ont consacré. Merci pour vos conseils, vos critiques constructives et vos encouragements.

Mon travail de maîtrise a été principalement réalisé au centre de recherche de l'hôpital Sainte-Justine. À cet effet, j'aimerais remercier tous les associés de recherche et les étudiants du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D). J'exprime ma gratitude particulièrement à Julie Joncas, infirmière de recherche, pour toute l'aide apportée lors du recrutement des patients ainsi qu'à Annick Koller, désigner industrielle, pour les précieuses recommandations qu'elle m'a donné tout au long de la conception du prototype de harnais.

Je suis également extrêmement reconnaissante envers tous les techniciens en radiologie qui, par leur implication et leur enthousiasme face au projet, ont énormément contribué au succès de cette étude. Un merci particulier à Micheal Cardemartori, pour sa grande disponibilité.

Je souhaite aussi remercier l'École de technologie supérieure et le Conseil de Recherche en Sciences Naturelle et en Génie (CRSNG) pour leurs bourses et subventions sans lesquelles ce mémoire n'aurait pas pu voir le jour.

Je voudrais remercier tous les membres de ma famille ainsi que mes amis pour leur confiance, leurs conseils et leur support quotidien. Un grand merci à mon frère Alexandre Lamarre, à mon père Michel Lamarre et à mon grand-père Marcel Lamarre pour leur aide lors de diverses étapes de fabrication de prototype. Un grand merci également à mon amie Ysabelle Tessier pour m'avoir fait confiance au point de m'avoir servie de modèle humain lors de la phase de conception, puis d'avoir osé tester le prototype par la suite.

Finalement, j'aimerais adresser un merci particulier à mon mari, David Moser, qui a su me remonter le moral dans les moments difficiles et qui par sa patience, ses encouragements et son soutien continuels m'a permis de mener ce travail à terme. Merci de partager ta vie avec moi.

CONCEPTION D'UNE MÉTHODE STANDARDISÉE POUR ÉVALUER LA FLEXIBILITÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE

LAMARRE, Marie-Ève

RÉSUMÉ

La planification de l'instrumentation de la scoliose idiopathique est basée principalement sur la flexibilité rachidienne. Cependant, aucun test conventionnel n'évalue réellement la flexibilité du rachis, puisque les forces impliquées dans la réduction des courbes scoliotiques ne sont pas considérées. L'objectif principal est donc de développer une méthode standardisée afin de mesurer la flexibilité de la colonne vertébrale *in vivo*. Les objectifs secondaires sont de développer une méthode permettant de connaître les forces externes appliquées sur le patient lors du test, développer un protocole de test standardisé et comparer la mobilité intervertébrale obtenue à l'aide de la nouvelle méthode avec celle acquise lors du test d'inflexion latérale maximale volontaire.

La méthodologie a été basée sur les principes d'ingénierie de conception pour la qualité. Deux concepts prometteurs ont été retenus suite au remue-méninge, la suspension et l'hyper-extension en décubitus dorsal. Chaque concept a été comparé, suite à une étude clinique, au test conventionnel d'inflexion latérale maximal volontaire en ce qui concerne la réduction des angles de Cobb et la dérotation de la vertèbre apicale. De plus, les forces en jeu ont été évaluées pour ces deux concepts, ce qui a permis de calculer des indices de flexibilité dans les deux cas. Ensuite, le concept de suspension et d'hyper-extension ont été comparées entre eux, par l'intermédiaire d'un barème d'évaluation, afin de retenir la solution la plus prometteuse.

Le concept retenu est la suspension. La réduction moyenne des courbes [26° (39%)] est similaire à celle obtenue avec le test d'inflexion latérale [21° (37%)]. Toutefois, la dérotation de la vertèbre apicale [7° (28%)] est nettement supérieure [3° (12%)]. Les indices de flexibilité (1,64°/Nm pour le plan frontal et 0,51°/Nm pour le plan axial) sont en accord avec les résultats obtenus lors d'études *in vitro*.

Le test de suspension fournit davantage d'information que les tests conventionnels, puisqu'il prend en considération les forces en jeu. Ce test devrait donc être préféré au test d'inflexion latérale. La notion de flexibilité peut aider à améliorer la planification du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique par une meilleure connaissance des forces requises dans chaque plan pour corriger les déformations.

Mots-clés: scoliose adolescente idiopathique, flexibilité, suspension, extension, inflexion latérale, radiographie

DESIGN OF A STANDARDIZED METHOD TO ASSESS SPINAL FLEXIBILITY

LAMARRE, Marie-Ève

ABSTRACT

The instrumentation planning of idiopathic scoliosis is mainly based on spinal flexibility. However, none of the conventional tests really evaluates spine flexibility, since the forces involved in the curve reduction are not considered. The main objective is to develop a standardized method being able to assess spinal flexibility *in vivo*. The specific objectives are to develop a method allowing the knowledge of external forces being applied on the patient during the test, to develop a standardized test protocol and to compare the intervertebral mobility achieved with the new method with the one obtained with the side-bending test.

Methodology was based on engineer design for quality principles. Two promising concepts were retained after brainstorming: suspension and supine extension. Each concept was compared, after a clinical study, to the conventional side-bending test on the basis of their Cobb angle reduction and apical vertebra derotation. Even more, forces involved were evaluated for both concepts, which allow flexibility indices calculation in both cases. After, suspension and supine extension concepts were compared together, by an evaluation scale, to retain the most advantageous solution.

Suspension is the retained concept. The average curve reduction [26° (39%)] is similar to the one achieved by the side-bending [21° (37%)]. Nevertheless, the average apical derotation [7° (28%)] is clearly better [3° (12%)]. Flexibility indices ($1.64^\circ/\text{Nm}$ in the frontal plane and $0.51^\circ/\text{Nm}$ in the transverse plane) are in accordance with *in vitro* values.

The suspension test provides additional information than the conventional side-bending test, since the forces involved are considered. This test should be preferred to side-bending in the future for curve reducibility assessment. Flexibility may help surgeons to improve the planning of idiopathic scoliosis surgery from a better knowledge of the torque required in each plane to correct the deformities.

Keywords: adolescent idiopathic scoliosis, flexibility, suspension, supine extension, side-bending, radiograph

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	4
1.1 Anatomie descriptive de la colonne vertébrale.....	4
1.2 Mécanique de la colonne vertébrale.....	10
1.2.1 Définitions.....	10
1.2.2 Comportement de la colonne vertébrale.....	12
1.2.3 Mouvements du rachis.....	14
1.2.4 Influence des éléments anatomiques.....	15
1.3 La scoliose.....	18
1.3.1 L'Évaluation de la scoliose.....	19
1.3.2 L'irréductibilité.....	22
1.3.3 La chirurgie.....	23
1.4 Méthodes d'évaluation de la flexibilité rachidienne.....	24
1.4.1 Méthodes <i>in vitro</i>	24
1.4.2 Méthodes <i>in vivo</i>	28
1.4.2.1 Définition.....	29
1.4.2.2 Décubitus dorsal (<i>Supine</i>).....	30
1.4.2.3 Inflexion latérale maximale volontaire (<i>Side-Bending</i>).....	33
1.4.2.4 Traction (<i>Traction</i>).....	36
1.4.2.5 Poussées latérales en décubitus ventral (<i>Push-Prone</i>).....	40
1.4.2.6 Inflexion latérale avec point d'appui (<i>Fulcrum Bending</i>).....	43
1.4.2.7 Traction sous anesthésie générale (<i>TAG</i>).....	46
1.4.2.8 Résumé des méthodes.....	49
CHAPITRE 2 ANALYSE, MÉTHODES ET RÉSULTATS.....	52
2.1 Cahier des charges.....	52
2.1.1 Objectifs.....	53
2.1.2 Description et groupement des attributs clients (Besoins clients).....	53
2.1.3 Restrictions.....	55
2.1.4 Spécifications techniques.....	56
2.1.5 Maison de la qualité.....	61
2.1.6 Analyse de la maison de la qualité.....	67
2.1.7 Barème d'évaluation.....	69
2.2 Description des concepts prometteurs.....	73
2.2.1 Concept 1 : Suspension par l'intermédiaire d'un harnais.....	73
2.2.2 Concept 2 : Suspension inverse par le bassin.....	75
2.2.3 Concept 3 : Bottes à suspension inverse.....	78
2.2.4 Concept 4 : Structure archée.....	80
2.2.5 Concept 5 : Demie structure oblique.....	83

2.2.6	Sélection préliminaire des concepts les plus prometteurs	85
2.3	Études cliniques.....	86
2.3.1	Article no 1: Assessment of spinal flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Suspension versus Side-Bending Radiography	88
2.3.2	Article no 2: Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: Supine extension versus side-bending radiography.....	92
2.4	Choix final du test de flexibilité standardisé.....	95
2.4.1	Comparaison des groupes de sujets des deux tests de flexibilité	96
2.4.2	Analyse des caractéristiques techniques du concept de suspension.....	96
2.4.3	Analyse des caractéristiques techniques du concept d'hyperextension	99
2.4.4	Résultat de l'évaluation des concepts de suspension et d'hyperextension..	102
2.4.5	Résumé des résultats du concept retenu	103
CHAPITRE 3 DISCUSSION.....		106
CONCLUSION		112
ANNEXE I	SYSTÈME DE COORDONNÉES CARTÉSIENNES EN PHYSIOLOGIE HUMAINE.....	116
ANNEXE II	AMPLITUDE DE MOUVEMENT DU RACHIS SELON LES SOLlicitATIONS.....	118
ANNEXE III	TESTS DE FLEXIBILITÉ.....	123
ANNEXE IV	BESOINS ÉNONCÉS PAR LES CLIENTS.....	127
ANNEXE V	REMUE-MÉNINGES	130
ANNEXE VI	ARTICLE 1: ASSESSMENT OF SPINAL FLEXIBILITÉ IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS: SUSPENSION VERSUS SIDE-BENDING RADIOGRAPHY.....	143
ANNEXE VII	PARAMÈTRES BIOMÉCANIQUES DES SEGMENTS CORPORELS	167
ANNEXE VIII	ARTICLE 2: ASSESSMENT OF SPINAL FLEXIBILITÉ IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS: SUPINE EXTENSION VERSUS SIDE-BENDING RADIOGRAPHY	170
LISTE DE RÉFÉRENCES.....		198

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Amplitude moyenne des mouvements de rotation du rachis..... 15
Tableau 1.2	Résumé de la flexibilité rachidienne in vitro..... 28
Tableau 1.3	Avantages et inconvénients du test en décubitus dorsal..... 33
Tableau 1.4	Avantage et inconvénients du test d'inflexion latérale maximale volontaire en décubitus dorsale 36
Tableau 1.5	Avantages et inconvénients du test de traction 39
Tableau 1.6	Avantages et inconvénients du test de poussées latérales en décubitus ventral 43
Tableau 1.7	Avantages et inconvénients du test d'inflexion latérale avec points d'appui..... 46
Tableau 1.8	Résumé du pourcentage de réduction de l'angle de Cobb par type de courbes et par sévérité selon Hamzaoglu 49
Tableau 1.9	Les tests de flexibilité à utiliser selon le niveau de la courbe et de sa sévérité..... 50
Tableau 1.10	Comparatif des principales méthodes d'évaluation de la mobilité du rachis 51
Tableau 2.1	Regroupements des attributs clients 55
Tableau 2.2	Définition des caractéristiques techniques 60
Tableau 2.3	Barème d'évaluation..... 71
Tableau 2.4	Avantages et inconvénients du concept 1..... 75
Tableau 2.5	Avantages et inconvénients du concept 2..... 77

Tableau 2.6	Avantages et inconvénients du concept 3.....	80
Tableau 2.7	Avantages et inconvénients du concept 4.....	82
Tableau 2.8	Avantages et inconvénients du concept 5.....	84
Tableau 2.9	Évaluation des concepts	102
Tableau 2.10	Résultat de l'évaluation.....	103
Tableau 2.11	Réductibilité et dérotation du concept de suspension vs postopératoire .	105

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	<i>Colonne vertébrale saine.....</i>	5
Figure 1.2	<i>Vue sagittale droite des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires. ...</i>	7
Figure 1.3	<i>Vue supérieure des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.</i>	7
Figure 1.4	<i>Structure d'une vertèbre saine : a) Vue supérieure et b) Vue de profil.....</i>	8
Figure 1.5	<i>Articulation vertébrale.</i>	9
Figure 1.6	<i>Ligaments de l'articulation intervertébrale.</i>	10
Figure 1.7	<i>Relation du déplacement en fonction de la force.</i>	12
Figure 1.8	<i>Exemple de comportement viscoélastique.</i>	13
Figure 1.9	<i>Sollicitations multiples d'un matériau au comportement viscoélastique. .</i>	14
Figure 1.10	<i>Structure d'un disque intervertébral.....</i>	16
Figure 1.11	<i>Mouvement du nucleus pulposus.</i>	17
Figure 1.12	<i>Rachis scoliotique.....</i>	18
Figure 1.13	<i>Angle de Cobb, vertèbres limites et apicale.</i>	20
Figure 1.14	<i>Relation entre l'amplitude de l'angle de Cobb et la rotation axiale.....</i>	21
Figure 1.15	<i>Déformation de la cage thoracique.....</i>	22
Figure 1.16	<i>Cunéiformisation.</i>	23
Figure 1.17	<i>Appareil fabriquée sur mesure.</i>	25
Figure 1.18	<i>Application de la force de compression selon un guide tangentiel à la courbure rachidienne.</i>	27
Figure 1.19	<i>Décubitus dorsal.....</i>	30

Figure 1.20	<i>Forces sur la cage thoracique lors du test de décubitus dorsal.</i>	31
Figure 1.21	<i>Répartition des forces lors du décubitus dorsal.</i>	32
Figure 1.22	<i>Inflexion latérale maximale volontaire.</i>	34
Figure 1.23	<i>Traction de Cotrel.</i>	37
Figure 1.24	<i>Poussées latérales en décubitus ventral.</i>	41
Figure 1.25	<i>Inflexion latérale avec point d'appui.</i>	44
Figure 1.26	<i>Dimension des coussins en cm.</i>	45
Figure 2.1	<i>Maison de la qualité.</i>	62
Figure 2.2	<i>Diagramme de Pareto.</i>	69
Figure 2.3	<i>Concept 1 : Traction par l'intermédiaire d'un harnais.</i>	74
Figure 2.4	<i>Concept 2 : Suspension inverse par le bassin.</i>	76
Figure 2.5	<i>Concept 3 : Bottes à suspension inverse.</i>	78
Figure 2.6	<i>Concept 4 : Structure archée.</i>	81
Figure 2.7	<i>Concept 5 : Demi-structure oblique.</i>	83
Figure 2.8	<i>Photo du harnais de suspension : a) Vue de face, b) Vue de dos.</i>	89
Figure 2.9	<i>Technique de suspension et positionnement du patient.</i>	90
Figure 2.10	<i>Structure arquée utilisée pour le test d'hyper-extension.</i>	93
Figure 2.11	<i>Technique d'hyper-extension et positionnement du patient.</i>	93

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AG	Sous anesthésies générale
AM	Amplitude de mouvement
AP	Antéropostérieure
DDL	Degré de liberté
FB	Inflexion latérale avec point d'appui (<i>Fulcrum Bending</i>)
LAT	Latérale
PA	Postéroantérieure
SB	Inflexion latérale (<i>Side-Bending</i>)
T	Traction
TAG	Traction sous anesthésie générale
ZE	Zone élastique
ZN	Zone neutre

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

f	Flexibilité, m/N
k	Rigidité, N/m
δ	déplacement, m
ϵ	Déformation, adimensionnel
σ	Contrainte, MPa
F	Force, N
M	Moment, Nm
R	Amplitude de rotation, °
K	Indice de flexibilité, °/Nm

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation rachidienne tridimensionnelle qui requiert un traitement chirurgical pour les cas sévères (angle de Cobb $> 45^\circ$). Le but de cette intervention chirurgicale est d'obtenir une colonne vertébrale stable, équilibrée et centrée au-dessus du bassin, tout en fusionnant le minimum de segments vertébraux. Or, cette opération est extrêmement complexe et elle demande une planification exhaustive pour décider, entre autre, du type d'instrumentation et de la localisation des vertèbres à instrumenter. La planification chirurgicale est notamment basée sur la flexibilité de la colonne vertébrale (Kleinman, Csongradi et al. 1982; Davis, Gadgil et al. 2004; Hamzaoglu, Talu et al. 2005; Cheh, Lenke et al. 2007), paramètre extrêmement important qui est communément évalué à l'aide de tests préopératoires.

Il existe plusieurs types de tests dont les plus répandus sont la traction (Olerud 1984; Vaughan, Winter et al. 1996; Polly and Sturm 1998; Klepps, Lenke et al. 2001; Davis, Gadgil et al. 2004; Hamzaoglu, Talu et al. 2005), le décubitus dorsal (Klepps, Lenke et al. 2001; Yazici, Acaroglu et al. 2001; Petit, Aubin et al. 2002; Cheh, Lenke et al. 2007), l'inflexion latérale maximale volontaire (Polly and Sturm 1998; Vedantam, Lenke et al. 2000; Klepps, Lenke et al. 2001; Petit, Aubin et al. 2002; Hamzaoglu, Talu et al. 2005) ou avec point d'appui (Cheung and Luk 1997; Luk, Cheung et al. 1998; Klepps, Lenke et al. 2001; Luk, Lu et al. 2004) et les poussées latérales en décubitus ventral (Kleinman, Csongradi et al. 1982; Vedantam, Lenke et al. 2000; Klepps, Lenke et al. 2001). L'inflexion latérale maximale volontaire est de loin le test le plus fréquemment utilisé en clinique. Il est également considéré comme la référence (Klepps, Lenke et al. 2001; Davis, Gadgil et al. 2004; Cheh, Lenke et al. 2007). Cependant, ce test présente de nombreuses lacunes dont la principale est sa faible reproductibilité. En effet, la présence d'une grande variabilité dans les résultats de la flexibilité suppose l'existence d'une incertitude importante quant à la planification chirurgicale. Néanmoins, ce test permet d'obtenir l'une des meilleures corrections temporaires (réductibilité) des courbes scoliothiques tout en étant extrêmement

simple d'utilisation. Ceci le rend très attrayant aux yeux de certains. De plus, tous les tests actuels ne mesurent que les degrés de libertés (DDL) du plan frontal, limitant ainsi l'information à un seul plan. Sachant que l'intervention chirurgicale sollicite le rachis de manière tridimensionnelle, il est probable que l'information fournie par ces tests concernant le comportement de la colonne vertébrale soit incomplète. Finalement, ces tests mesurent la mobilité au lieu de la flexibilité (Petit, Aubin et al. 2004), puisque les forces impliquées dans la réduction des courbes scoliothiques ne sont pas considérées. Toutefois, malgré toutes ces lacunes, chacun des tests conventionnels présente des avantages incontestables. Ceci fait en sorte qu'une certaine controverse existe dans le monde scientifique en ce qui a trait au meilleur test d'évaluation de la flexibilité rachidienne.

Ainsi, ce projet de maîtrise a pour objectif principal de développer une méthode standardisée afin de mesurer avec précision et exactitude la flexibilité de la colonne vertébrale *in vivo*. Cette nouvelle méthode tentera de mieux répondre aux besoins des chirurgiens, mais également à ceux des chercheurs, en proposant une alternative aux tests conventionnels d'évaluation.

L'approche de développement de produit basée sur les principes de déploiement de la fonction de qualité a été adoptée dans ce projet. Ainsi, le premier chapitre présente la revue de la littérature. Plus précisément, cette section aborde l'anatomie descriptive du rachis et ses fonctionnalités, la scoliose et ses modes d'évaluation ainsi que les méthodes *in vitro* et *in vivo* d'évaluation de la flexibilité rachidienne. Le deuxième chapitre est consacré à l'analyse du problème, aux méthodes et aux résultats. Il comprend donc le cahier des charges, la description des concepts prometteurs, les études cliniques et le choix final du test de flexibilité standardisé. Chaque étude clinique est présentée sous la forme d'un article, placé en annexe et résumé dans le mémoire. Le premier article s'intitule « Assessment of spinal flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Suspension versus Side-Bending Radiography » et le second « Assessment of spinal flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Supine Extension versus Side-Bending Radiography ». Le troisième chapitre,

quant à lui, est consacré à la discussion des résultats. Le document se termine ensuite par la conclusion et les recommandations.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie descriptive de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, également appelée rachis ou épine dorsale, est une structure complexe remplissant plusieurs fonctions dans le corps humain. Elle sert entre autre de support axial au tronc afin de soutenir l'ensemble du squelette, de point d'attache pour les côtes et les muscles du dos et du cou tout en renfermant et en protégeant la moelle épinière. De plus, avec l'aide de la cage thoracique, elle protège les organes vitaux abdominaux. Elle est habituellement constituée de 33 vertèbres se répartissant en quatre segments principaux: le rachis cervical, thoracique ou dorsal, lombaire ainsi que la région pelvienne composée du sacrum et du coccyx (figure 1.1).

Le rachis cervical comprend 7 vertèbres (C1 à C7) situées au niveau du cou. En dessous, se trouvent les 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12). Elles sont définies comme celles où s'appuient les côtes. Ainsi, la première paire de côtes est associée à T1 et la dernière à T12. Sous les vertèbres thoraciques se trouvent les vertèbres lombaires au nombre de 5 (L1 à L5) qui assurent la liaison avec la région pelvienne associée au bassin. Cette dernière région est la seule où les vertèbres sont liées rigidement entre elles de manière à former deux os distincts, soit le sacrum et le coccyx. Ces os sont composés respectivement de 5 vertèbres sacrées et de 4 vertèbres coccygiennes. À l'exception du sacrum et du coccyx, les vertèbres sont toutes reliées par des disques intervertébraux qui agissent, entre autre, en tant qu'amortisseur. Ces disques confèrent ainsi la mobilité au tronc vertébral.

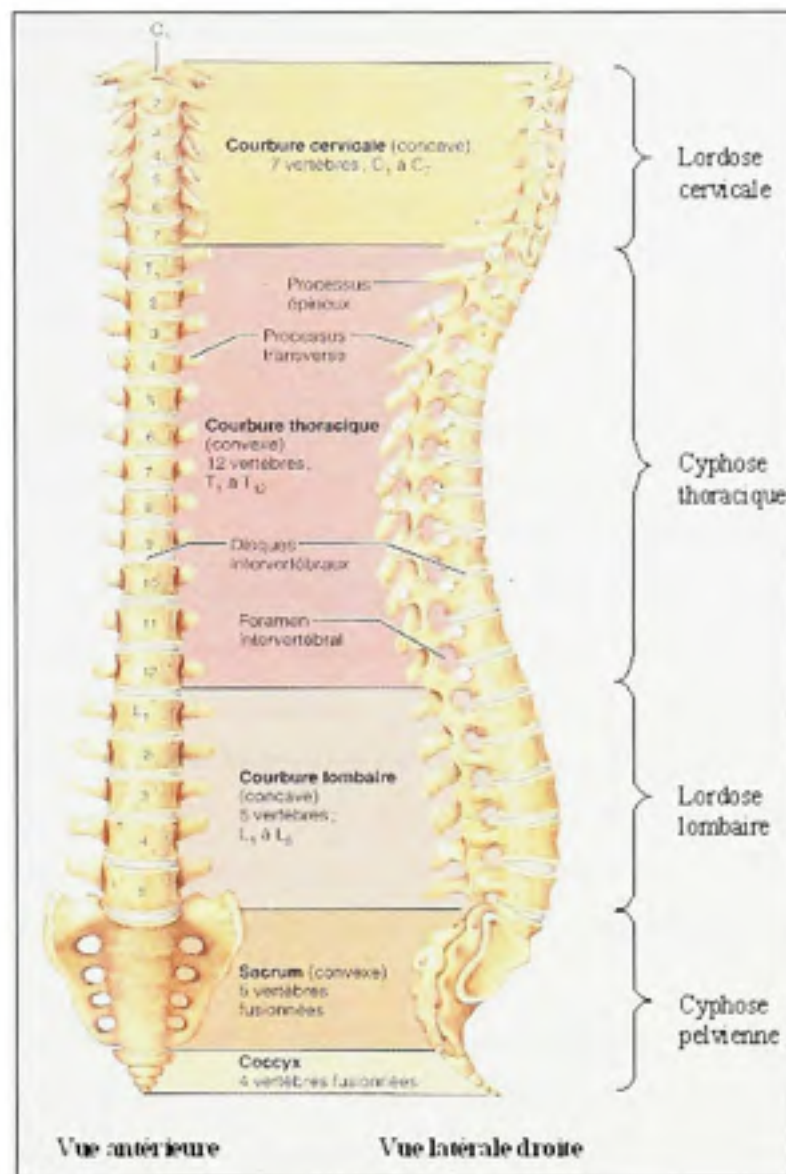


Figure 1.1 *Colonne vertébrale saine.*
(Adaptée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.13 : colonne vertébrale » présentée à la page 226 du document original.

Toutes les vertèbres sont superposées les unes sur les autres d'une manière bien définie dans les trois plans de l'espace. Ces plans, lorsqu'il est question du corps humain, portent le nom de frontal, sagittal et transverse (annexe I). Lorsque regardée dans le plan frontal (vue antérieure), la colonne vertébrale saine semble droite (figure 1.1). Or, vue de côté, dans le

plan sagittal, elle présente 4 courbes naturelles de sens inverse: la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la cyphose pelvienne. La *lordose* est une courbe dont la concavité est postérieure tandis que la concavité de la *cyphose* est antérieure. Ces courbes se forment durant la croissance et elles se stabilisent lorsqu'un équilibre physiologique sagittal est atteint. Il existe une grande variabilité (Garreau de Loubresse, Vialle et al. 2005) dans la population pour ce qui est des amplitudes de ces courbes et c'est pourquoi il est extrêmement difficile de déterminer une valeur dite « normale ». Pour ce qui est de la lordose lombaire, elle est habituellement mesurée entre L1 et L4, pour une valeur moyenne estimée à 40° (Garreau de Loubresse, Vialle et al. 2005). Pour cette courbe, l'intervalle de données admissibles s'étend de 20° à 60° (Scoliosis Research society; de Jonge, Dubousset et al. 2002; Garreau de Loubresse, Vialle et al. 2005). Pour ce qui est de la cyphose thoracique, la présence des membres supérieurs masquant certaines vertèbres dans les radiographies latérales complexifie l'analyse de cette courbe. Par conséquent, la cyphose thoracique est évaluée entre T2, T3 ou T4 jusqu'à L1, dépendamment de la qualité de la radiographie. La valeur moyenne est estimée à 37° (Garreau de Loubresse, Vialle et al. 2005) avec un intervalle de données acceptables allant de 20° à 50° (Scoliosis Research society; de Jonge, Dubousset et al. 2002; Garreau de Loubresse, Vialle et al. 2005).

Il existe également une grande variabilité inter-sujet quant à la forme et la taille des vertèbres (figure 1.2, figure 1.3). De plus, selon leur position dans le rachis, les vertèbres possèdent souvent des caractéristiques spécifiques liées à leurs fonctions. Par exemple, la taille et la masse des vertèbres augmentent de la première cervicale à la dernière lombaire. Il s'agit d'une adaptation mécanique servant à répondre adéquatement à l'augmentation progressive de la charge en compression. Or, malgré ces différences, les vertèbres présentent toutes une structure commune ou typique constituée de plusieurs parties distinctes (figure 1.4). La partie antérieure, le corps vertébral, est la plus volumineuse. Cette partie a pour fonction de supporter le poids du squelette. Sa forme est semblable à un cylindre délimité par un plateau vertébral à chacune de ses extrémités (supérieure et inférieure). La partie postérieure, l'arc vertébral, est formée de 2 pédicules et de 2 lames vertébrales. Les pédicules sont un prolongement du corps vertébral vers l'arrière tandis que

les lames constituent l'arrière de l'arc. Une fois réunis, ils délimitent une ouverture nommée trou vertébral à travers lequel la moelle épinière longe le rachis.

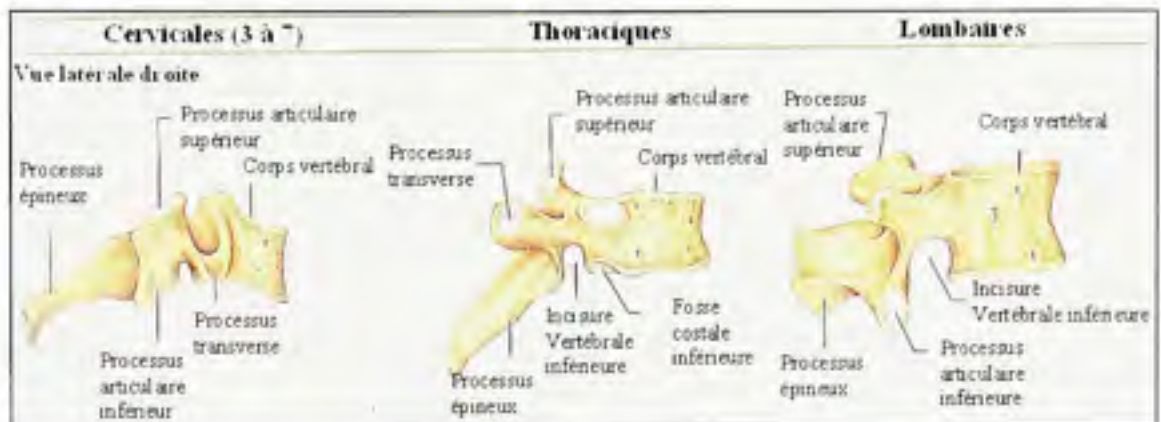


Figure 1.2 *Vue sagittale droite des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.*
(Adaptée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.2 : caractéristiques des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires » présentée à la page 229 du document original.

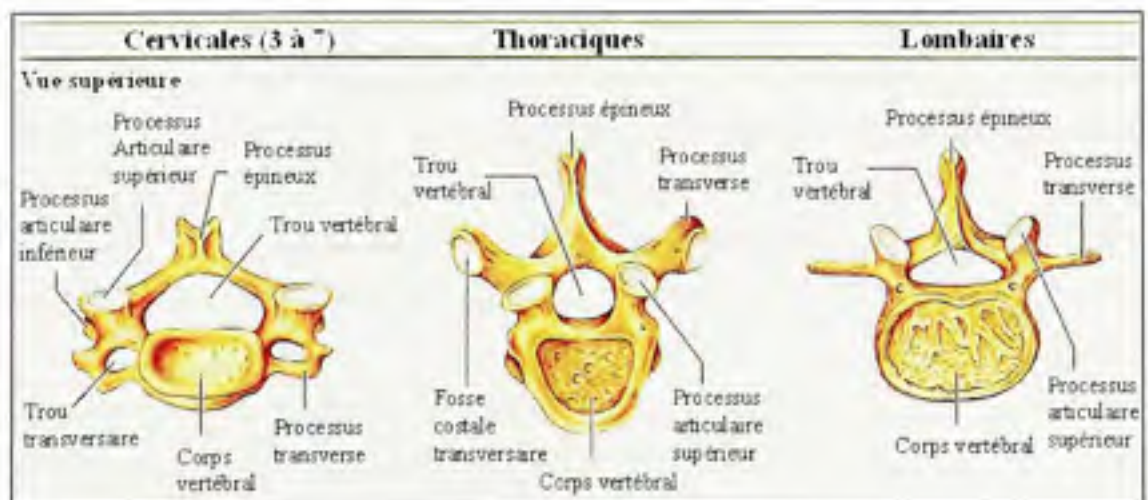


Figure 1.3 *Vue supérieure des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.*
(Adaptée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.2 : Caractéristiques des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires » présentée à la page 228 du document original.

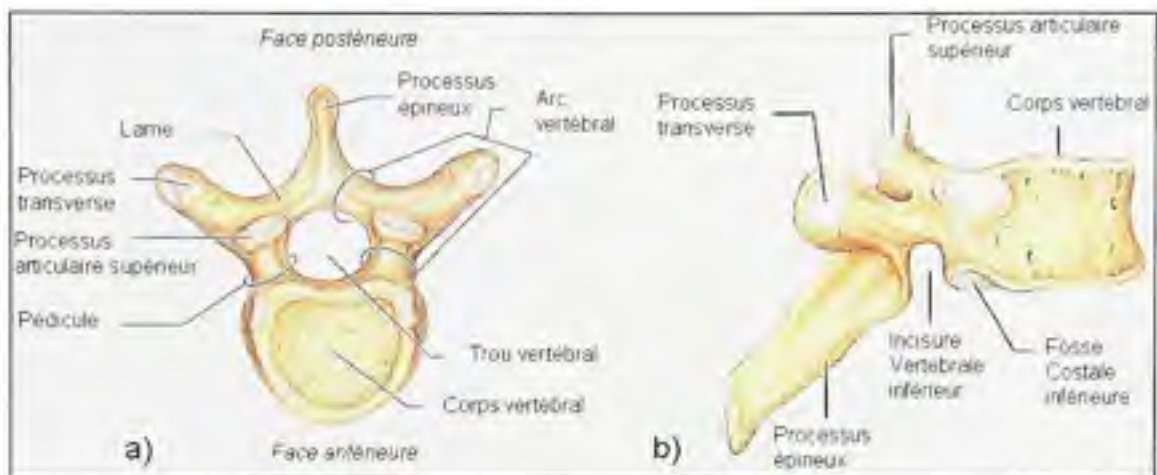


Figure 1.4 *Structure d'une vertèbre saine : a) Vue supérieure et b) Vue de profil.*
(Adaptée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.15 : Structure d'une vertèbre typique » présentée à la page 227 du document original.

De plus, 7 processus naissent à partir de l'arc vertébral. Celui du centre qui se projette vers l'arrière est appelé processus épineux. Les 2 processus transverses, situés de part et d'autre de l'arc vertébral, constituent les régions d'insertion principales pour les ligaments qui maintiennent le rachis et pour les muscles squelettiques (muscles qui assurent le mouvement). Les 4 autres processus (2 supérieurs et 2 inférieurs) forment l'articulation intervertébrale postérieure. Leur surface de contact, aussi appelée facette articulaire, est lisse et recouverte de cartilage hyalin. La facette du processus articulaire inférieur de chaque vertèbre entre en contact avec la facette du processus articulaire supérieur de la vertèbre sous-jacente pour ainsi former une articulation vertébrale (figure 1.5).

Il existe plus d'une vingtaine d'articulations vertébrales dans un rachis sain. Cependant, sans structures de soutien, cette longue colonne mobile serait dans une situation de stabilité précaire tout en étant dans l'impossibilité de se maintenir en position verticale. Les ligaments remplissent cette importante fonction de soutien en restreignant les mouvements des articulations. Les ligaments sont des bandes de tissus conjonctifs composées principalement de molécules de collagène et reliant un os à un autre. Chaque ligament joue

un rôle spécifique au sein du rachis. Ils sont donc caractérisés par une combinaison unique de propriétés mécaniques selon les fonctions qu'ils ont à remplir.

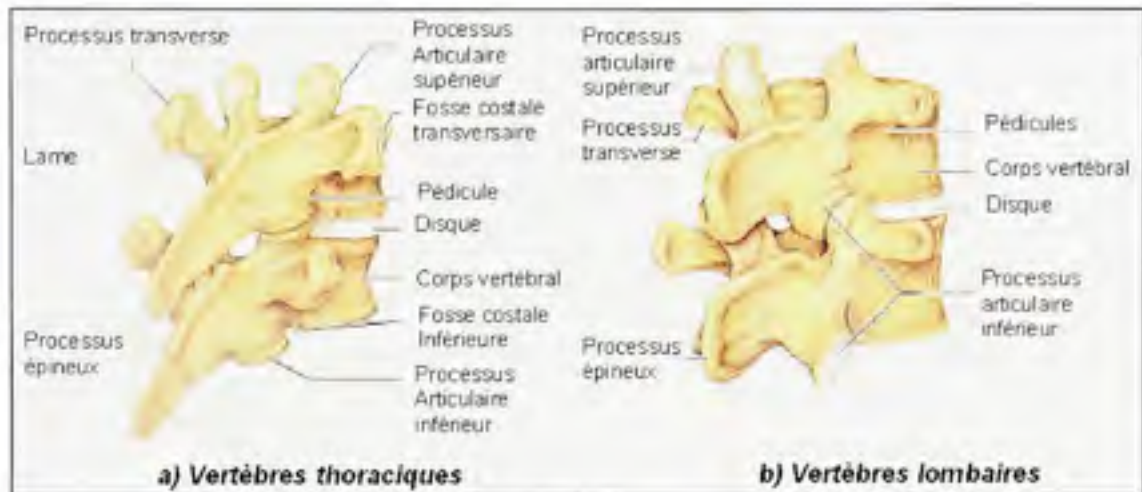


Figure 1.5 *Articulatio vertébrale.*
(Adaptée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.17 : Vue postéro-latérale des vertèbres articulées » présentée à la page 231 du document original.

Les principaux ligaments de soutien sont les 2 longitudinaux qui longent les courbes sagittales de la colonne vertébrale. Le ligament longitudinal antérieur est fixé sur les vertèbres et les disques intervertébraux de la surface antérieure du rachis tandis que le ligament longitudinal postérieur, plus étroit et moins résistant, est fixé uniquement sur la surface postérieure des corps vertébraux (figure 1.6). Le ligament longitudinal antérieur s'oppose donc aux extensions excessives tandis que le ligament longitudinal postérieur prévient l'hyperflexion. De plus, l'arc vertébral de chaque vertèbre est stabilisé par 4 ligaments. Le ligament jaune connecte les lames tandis que les ligaments interépineux et supra-épineux relient les processus épineux de 2 vertèbres adjacentes. Finalement, les processus transverses sont unis par les ligaments intertransverses (non représentés).

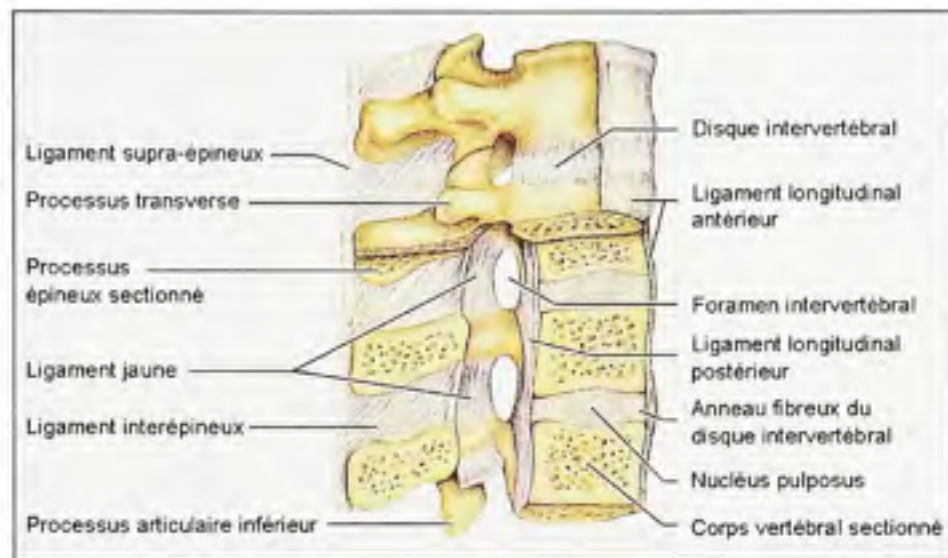


Figure 1.6 *Ligaments de l'articulation intervertébrale.*
(Tirée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.2 : Caractéristiques des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires » présentée à la page 229 du document original.

1.2 Mécanique de la colonne vertébrale

Cette section aborde les différents concepts en lien avec la mobilité et la flexibilité de la colonne vertébrale. Premièrement, quelques définitions seront données. Subséquemment, les caractéristiques d'un rachis sain, les différents mouvements et l'influence des éléments anatomiques sur ces mouvements seront abordés.

1.2.1 Définitions

La *cinématique* est une branche de la mécanique qui s'intéresse aux mouvements des corps en faisant abstraction des forces qui créent le mouvement. La colonne vertébrale a longtemps été étudiée sous cet angle, puisque l'étude des forces en jeu dans le corps humain est extrêmement complexe. En effet, les études portant sur les forces se développant dans le corps humain suite à un mouvement aboutissent toujours à un système d'équations

indéterminé. Cela est dû aux structures génératrices de forces, les muscles, qui engendrent des actions redondantes entre elles. La *cinétique*, l'étude des mouvements en tenant compte des forces, oblige donc l'adoption d'hypothèses simplificatrices lorsqu'il s'agit du corps humain.

La *flexibilité* (f), quant à elle, est la capacité d'une structure de se déformer sous l'action d'une force. Plus précisément, il s'agit du ratio du déplacement (δ) sur la force (F) : $f = \delta/F$. Donc, une grande flexibilité signifie qu'une petite force provoque un grand déplacement. L'inverse de la flexibilité est appelé *raideur* ($k = F/\delta$) et il s'agit de la propriété d'une structure de résister à une force donnée. Ce concept de raideur, lorsque normalisé à la section A ($\sigma = F/A$) et à la longueur initiale L ($\epsilon = \delta/L$), prend la forme suivante : $E = \sigma/\epsilon$ où E est le module d'élasticité ou la *rigidité*, σ la contrainte normale et ϵ la déformation.

Afin de caractériser un matériau dans les trois plans de l'espace (3 rotations et 3 translations), il est fréquent d'avoir recours à des matrices. Généralement, une matrice de flexibilité ou de rigidité comprend 36 termes (matrice 6X6). Cependant, lorsque l'accent est porté sur la flexibilité angulaire (rotations) et que les forces de cisaillement sont jugées négligeables, la matrice peut se réduire à 9 termes (équation 1.1) où R est l'amplitude de rotation, M le moment et K l'indice de flexibilité.

$$\begin{Bmatrix} R_X \\ R_Y \\ R_Z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{XX} & K_{YX} & K_{ZX} \\ K_{XY} & K_{YY} & K_{ZY} \\ K_{XZ} & K_{YZ} & K_{ZZ} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} M_X \\ M_Y \\ M_Z \end{Bmatrix} \quad (1.1)$$

De plus, pour ce qui est du rachis, la matrice de flexibilité est souvent réduite en considérant une symétrie au niveau de la diagonale. Ceci est requis par la conservation d'énergie, lorsque les propriétés du matériau sont considérées linéaires (Gardner-Morse and Stokes 2004). Ainsi, $K_{XY} = K_{YX}$, $K_{XZ} = K_{ZX}$ et $K_{YZ} = K_{ZY}$ selon cette hypothèse qui est valable seulement pour les petits déplacements.

1.2.2 Comportement de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est non homogène et ses caractéristiques sont variables d'un individu à l'autre. De plus, le système musculaire du tronc est extrêmement complexe. Il est donc difficile de caractériser le comportement du rachis sain. Il peut cependant être décrit comme non linéaire, élastique et viscoélastique (White III and Penjabi 1990).

Le comportement non linéaire de la colonne vertébrale signifie que le taux de variation de la relation force-déplacement (la flexibilité) change en fonction de l'amplitude de la force appliquée. Or, malgré que cela soit vrai pour la majeure partie du phénomène, appelé zone élastique (ZE) (figure 1.7), il en est autrement lorsque le rachis n'a pas encore subi de déplacements considérables. C'est pour cela que le comportement du rachis est souvent qualifié de biphasique. La première phase est celle de la zone neutre (ZN) qui présente un comportement linéaire. Durant cette phase, le rachis se déforme facilement, présentant une faible raideur (k).

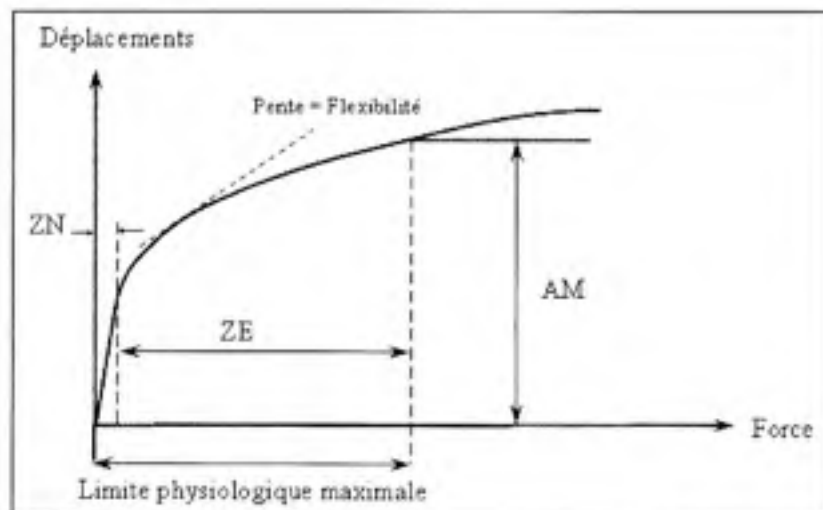


Figure 1.7 Relation du déplacement en fonction de la force.
(Adaptée de White III, 1990 [Notre traduction])

Source : Cette figure a été tirée de White III et Penjabi, 1990, « Clinical Biomechanics of the spine » et correspond à la « Figure 1-29 : The load displacement curve » présentée en page 46 du document original

Ensuite, lorsque la charge est augmentée, la résistance augmente également, mais avec un taux toujours décroissant. Il s'agit maintenant de la zone élastique (ZE). Cette zone s'étend de la zone neutre jusqu'à la limite physiologique du segment intervertébral de l'individu. Si la force est augmentée au-delà de la limite physiologique, des lésions de plus en plus graves apparaissent jusqu'à l'obtention de la rupture. L'amplitude de mouvement (AM) est définie comme le déplacement maximal pouvant être atteint sans occasionner de lésions.

La viscoélasticité est une autre caractéristique qui complique énormément l'évaluation des propriétés de la colonne vertébrale. Ce terme signifie que la réponse mécanique du rachis à une sollicitation varie en fonction de la vitesse du chargement qui lui est appliquée (figure 1.8).

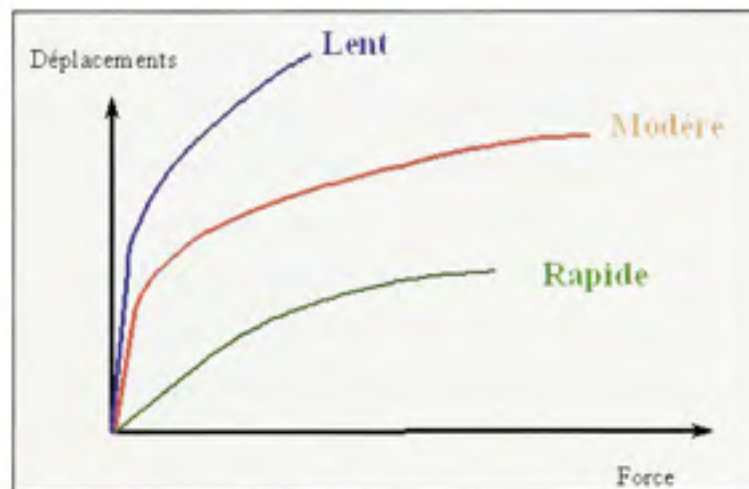


Figure 1.8 *Exemple de comportement viscoélastique.*

De plus, si le rachis est sollicité plusieurs fois dans la même direction (figure 1.9), sa réponse sera différente à chaque fois, à moins que la vitesse de chargement soit suffisamment lente pour permettre au rachis de revenir à son état initial.

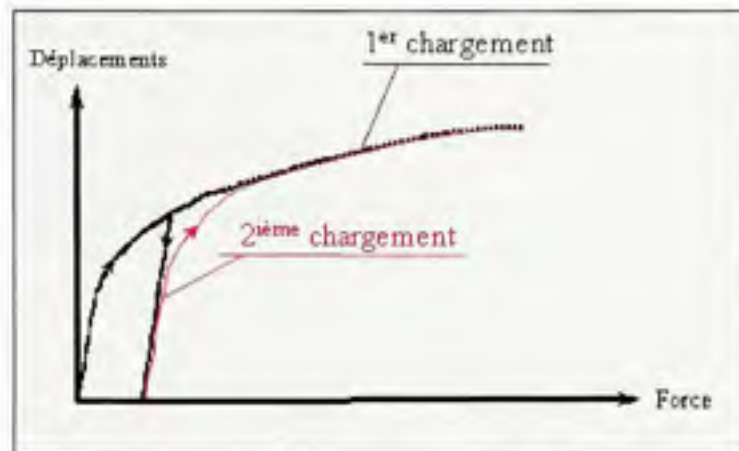


Figure 1.9 *Sollicitations multiples d'un matériau au comportement viscoélastique.*

1.2.3 Mouvements du rachis

Les articulations intervertébrales permettent au rachis de réaliser trois mouvements de rotations (flexion/extension, inflexion latérale, rotation axiale) et trois mouvements de translation (compression/traction, translation gauche/droite, translation avant/arrière). Dans le cadre de ce projet, seule la mobilité en rotation sera considérée. La mobilité intervertébrale, l'amplitude de mouvement entre deux vertèbres adjacentes, est très faible. Néanmoins, lorsqu'un segment vertébral est considéré, l'addition des petits mouvements intervertébraux dévoile une importante mobilité segmentaire (tableau 1.1).

Ainsi, la mobilité rachidienne en *flexion/extension*, mouvement de rotation avant et arrière dans le plan sagittal, est d'environ 150° . La *flexion latérale*, mouvement de rotation dans le plan frontal, et la *rotation axiale*, mouvement de rotation dans le plan transverse, ont des valeurs symétriques entre les deux directions (droite et gauche) pour un individu sain. Ces valeurs moyennes sont respectivement de 105° (76° thoracique et 29° lombaire) et de 80° (71° thoracique et 9° lombaire).

Les données du tableau 1.1 sont une addition des valeurs représentatives du mouvement de chaque articulation vertébrale (White III and Penjabi 1990; Willems, Jull et al. 1996; Troke, Moore et al. 1998; Ng, Kippers et al. 2001) (annexe II). La variation inter individu de ces

valeurs peut être très élevée. En effet, les amplitudes de mouvements sont influencées par plusieurs facteurs tels l'épaisseur des disques intervertébraux, l'orientation des facettes articulaires et les limitations imposées par les ligaments. De plus, l'amplitude de mouvement d'un même individu dans une direction donnée décroît avec le temps. En effet, l'âge entraîne une réduction à peu près linéaire de l'amplitude de mouvement. Par conséquent, entre 16 et 90 ans, la réduction est d'environ 45% (Troke, Moore et al. 2005). Pour terminer, le segment cervical a été omis du tableau 1.1, puisque les études portant sur les déformations scoliotiques se limitent généralement aux segments thoraciques et lombaires.

Tableau 1.1

Amplitude moyenne des mouvements de rotation du rachis

Mouvement	Segment thoracique (T1-L1)	Segment lombaire (L1-S1)	Rachis complet (T1-S1)
Flexion	42 °	52 °	94 °
Extension	34 °	19 °	53 °
Flexion latérale (un côté)	76 °	29 °	105 °
Rotation axiale (un côté)	71 °	9 °	80 °

Source : Les données du tableau 1.1 sont une addition des valeurs représentatives du mouvement de chaque articulation vertébrale (White III and Penjabi 1990; Willems, Jull et al. 1996; Troke, Moore et al. 1998; Ng, Kippers et al. 2001)

1.2.4 Influence des éléments anatomiques

Les disques intervertébraux séparent deux vertèbres adjacentes. Il s'agit de structures spongieuses composées à 85% d'eau. Ils se divisent en deux parties : le noyau pulpeux (*nucleus pulposus*) situé dans la zone centrale du disque et l'anneau fibreux (*annulus fibrosus*) situé en périphérie (figure 1.10).

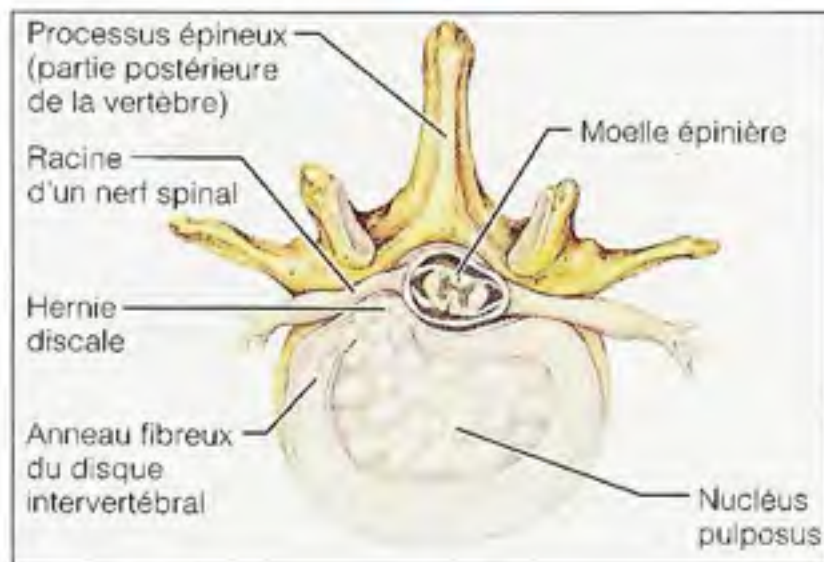


Figure 1.10 *Structure d'un disque intervertébral.*
(Tirée de Marieb, 2005)

Source : Cette figure a été tirée de Marieb, 2005, « Anatomie et physiologie humaine » et correspond à la « Figure 7.14 : Ligaments et disques de cartilage fibreux qui relient les vertèbres » présentée à la page 227 du document original.

L'*annulus fibrosus* est composé de plusieurs couches de fibres de collagènes entrelacées entre elles perpendiculairement. Cet empilement de fibres permet au système d'avoir une très grande résistance dans différents plans de sollicitations. Le *nucleus pulposus* est pour sa part situé au centre du disque. Il s'agit d'une structure molle, déformable et incompressible. Lors des différents mouvements du rachis, le nucleus se déplace temporairement à l'intérieur du disque pour bien répartir les pressions. Ainsi, lors d'une flexion, le nucleus est expulsé vers l'arrière du disque permettant à ce dernier d'être plus volumineux dans cette région, grâce à l'incompressibilité du nucleus, et plus mince vers l'avant (figure 1.11). Le même principe se produit pour ce qui est de l'extension. L'épaisseur moyenne d'un disque intervertébral dépend de sa position le long du rachis. Les disques sont plus épais dans la région cervicale et lombaire, ce qui confère aux articulations intervertébrales de ces segments une plus grande mobilité. Ensemble, les disques occupent environ 25% de la longueur rachidienne.

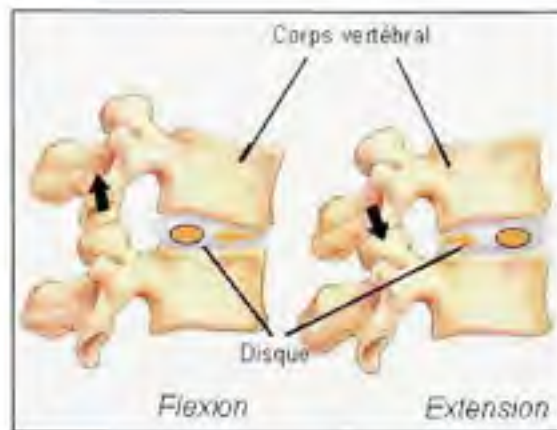


Figure 1.11 *Mouvement du nucleus pulposus.*
 (Adaptée de American Pain & Wellness, Facet joint in motion [Notre traduction])

Source : Cette figure a été tirée du site Internet American Pain & Wellness, Facet joint in motion.

L'épaisseur des disques n'est pas le seul élément qui influence la mobilité rachidienne. En effet, selon leur position spinale, les vertèbres possèdent des particularités anatomiques liées à leurs fonctions et à leur mobilité (figure 1.2 et figure 1.3). Ainsi, les vertèbres thoraciques sont les seules à posséder des fosses costales permettant l'insertion des côtes. Le processus épineux de ces vertèbres est long et principalement dirigé vers le bas, tandis que les processus articulaires supérieurs et inférieurs sont disposés quasi totalement dans le plan transverse. Il existe une légère inclinaison axiale permettant aux processus d'être disposés sur un cercle dont le centre est antérieur. Cette orientation favorise les rotations axiales (2° à 9° par articulation intervertébrale) et l'inflexion latérale (5° à 9° par articulation intervertébrale). Cependant, les processus articulaires des vertèbres thoraciques limitent l'amplitude de mouvement en flexion/extension (4° à 12° par articulation intervertébrale) en agissant comme une sorte de butée. Pour ce qui est des vertèbres lombaires, elles ont des facettes articulaires orientées dans le plan sagittal de manière à bloquer quasi totalement la rotation axiale. Contrairement aux vertèbres thoraciques, il existe une légère inclinaison axiale permettant aux processus d'être disposés sur un cercle dont le centre est postérieur. Ainsi, la région lombaire peut se mouvoir en flexion/extension (12° à 17° par articulation intervertébrale) et en inflexion latérale (3° à 6° par articulation intervertébrale) sans

difficulté, mais elle est beaucoup plus limitée en rotation axiale (0° à 2° par articulation intervertébrale).

1.3 La scoliose

Le terme scoliose provient du grec « scolios » qui signifie *tortueux*. En effet, la scoliose est une déformation de la colonne vertébrale qui rend cette dernière similaire à un « S » tordu (figure 1.12). Elle est définie plus précisément comme une déformation tridimensionnelle du rachis consistant au déplacement d'une vertèbre par rapport à ses voisines et entraînant une torsion généralisée. Cette torsion provoque ensuite une déformation du thorax, de l'abdomen et des zones paravertébrales. Lorsque les déformations scoliotiques sont légères, les conséquences sont seulement d'ordre esthétique (gibbosité). Nonobstant, des déformations importantes peuvent perturber le fonctionnement des organes vitaux abdominaux et compromettre grandement la santé des patients.

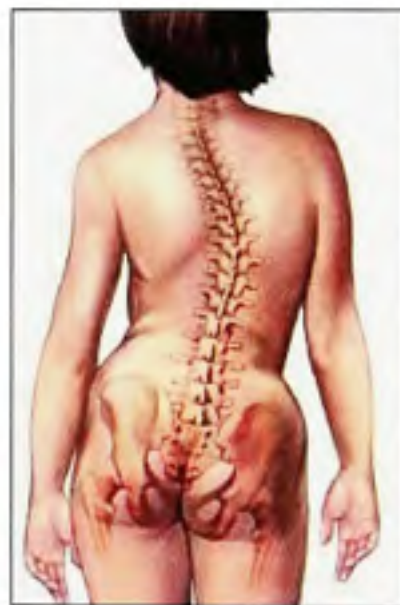


Figure 1.12 *Rachis scoliotique.*
(Adaptée de Orthopaedics NorthEast, 2006)

Source : Cette figure a été tirée du site Internet Orthopaedics NorthEast, 2006.

La scoliose est un symptôme et non une maladie. Elle peut provenir d'une malformation congénitale des vertèbres, d'un problème neuromusculaire, de maladies des tissus conjonctifs, de dystrophie osseuse, de tumeur neurologique ou d'un traumatisme postopératoire. Néanmoins, dans environ 80% des cas (Spine-Health, 2007), la scoliose est dite idiopathique, ce qui signifie que la cause des déformations est d'origine inconnue. Cette forme de scoliose touche environ 3% (Sadat-Ali, al-Habdan et al, 2000) de la population mondiale et dans environ 90% des cas, les déformations apparaissent lors de la puberté. De plus, les femmes en souffrent davantage, en nombre et en sévérité, que les hommes. En effet, il existe un ratio de 2 femmes pour 1 homme lorsque tous les cas de scolioses idiopathiques sont considérés. Or, pour ce qui est des courbes sévères (excédant 30°) le ratio augmente en flèche pour atteindre approximativement 10 femmes pour 1 homme (Southern California Orthopedic Institute, 2004)

1.3.1 L'Évaluation de la scoliose

Le suivi d'une scoliose est principalement basé sur les examens radiologiques. Habituellement, deux radiographies du rachis sont prises lors d'une visite médicale de la part du patient : une radiographie postéroantérieure (PA) et une latérale (LAT) en position debout. Afin de faciliter l'analyse de ces radiographies, un certain nombre d'appellations ont été attribués à des vertèbres précises. Ainsi, les vertèbres limites (figure 1.13) sont celles qui définissent l'étendue d'une courbe. Elles se distinguent des autres vertèbres par leur inclinaison qui est la plus importante par rapport à l'horizontale. Il existe deux vertèbres limites par courbe, la supérieure et l'inférieure. La vertèbre apicale ou sommet est quant à elle celle qui présente le moins d'inclinaison par rapport à l'horizontale. Elle est toujours la plus excentrée par rapport à l'axe vertical central.

Pour quantifier l'amplitude des courbes scoliotiques dans le plan frontal, les cliniciens font souvent référence à l'angle de Cobb (figure 1.13). Il s'agit de l'angle formé par les droites passant par les plateaux vertébraux des deux vertèbres limites : le plateau supérieur de la

vertèbre limite supérieure et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. Il se calcule à partir de l'intersection des droites tangentiels aux plateaux des vertèbres limites.

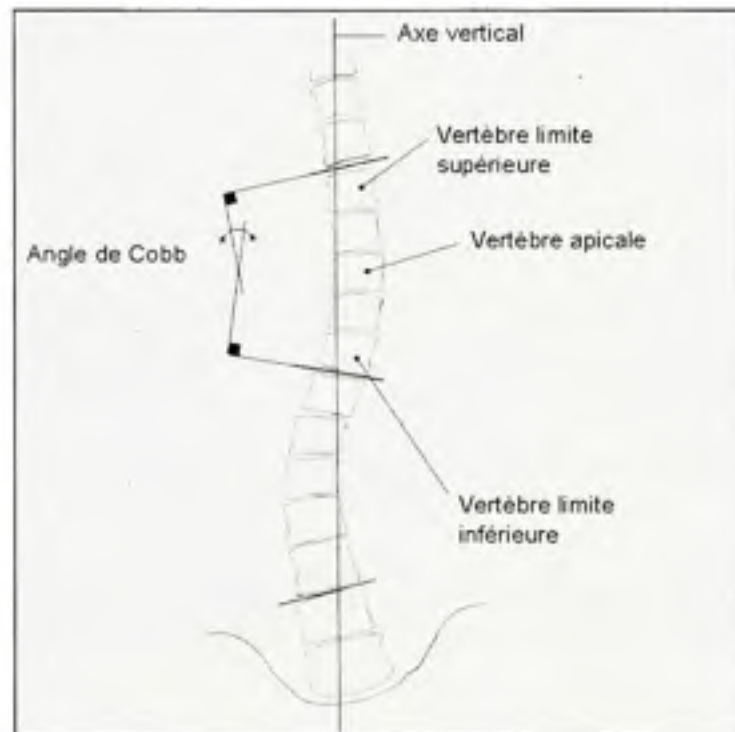


Figure 1.13 *Angle de Cobb, vertèbres limites et apicale.*

(Adaptée de Children's Hospital & Regional Medical Center Seattle Washington, 2007, Cobb method [Notre traduction])

Source : Cette figure a été tirée du site Internet Children's Hospital & Regional Medical Center Seattle Washington, 2007.

En plus de la déviation latérale, définie par l'angle de Cobb, un rachis scoliotique est caractérisé par une rotation axiale de ses vertèbres. L'angle maximal de rotation axiale se situe généralement au niveau de la vertèbre apicale (Suzuki, Yamamuro et al. 1989; Matsumoto, Kitahara et al. 1997). C'est pourquoi, la rotation axiale est pratiquement toujours mesurée à ce niveau vertébral. Il est possible de mesurer la rotation axiale en utilisant la projection des pédicules sur la vue frontale (Stokes, Bigalow et al. 1986). De plus, il existe une relation entre la rotation axiale de la vertèbre apicale et la sévérité de la scoliose, donc de l'angle de Cobb. En effet, il existe une corrélation linéaire, autant pour le

segment thoracique ($R = 0,8055$) que lombaire ($R = 0,742$), entre l'angle de Cobb et l'amplitude de rotation axiale (figure 1.14).

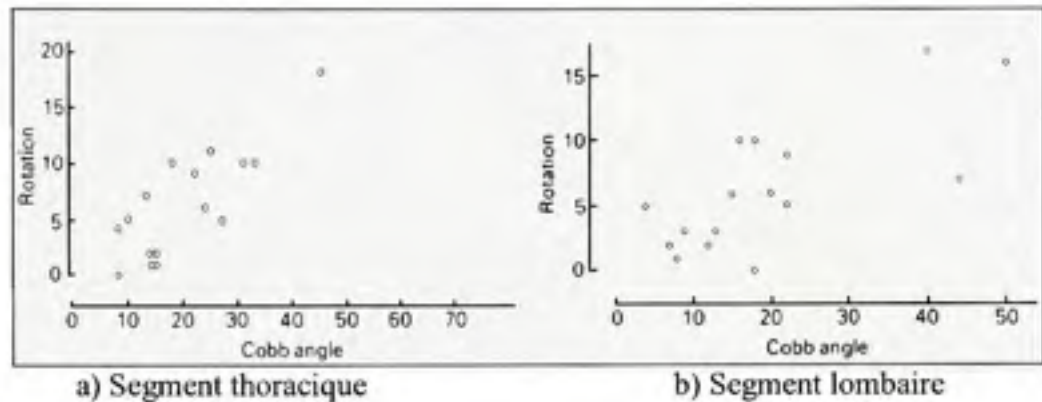


Figure 1.14 *Relation entre l'amplitude de l'angle de Cobb et la rotation axiale.*
(Tirée de Suzuki, Yamamuro, Shitaka et al. 1989)

Source : Cette figure a été tirée de Suzuki, Yamamuro, Shikata et al. 1989, « Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis » et correspond à la « Figure 5 : The relationship between Cobb angle and spinal rotation in untreated cases in idiopathic scoliosis » présentée en page 253 dans le document original.

Il existe également une relation entre la torsion de la colonne vertébrale et la diminution de la cyphose (Matsumoto, Kitahara et al. 1997). Donc, plus la rotation vertébrale est prononcée, plus les patients souffrent de problèmes de dos plats. La torsion généralisée engendre également des répercussions sur la forme de la cage thoracique (figure 1.15). Cette modification de l'orientation physiologique des articulations costaux-vertébrales provoque une gibbosité postérieure bien apparente du côté de la convexité, tandis qu'à l'opposé, du côté de la concavité, les côtes se projettent antérieurement créant une dépression. La gibbosité est la principale déformation esthétique de la scoliose idiopathique.

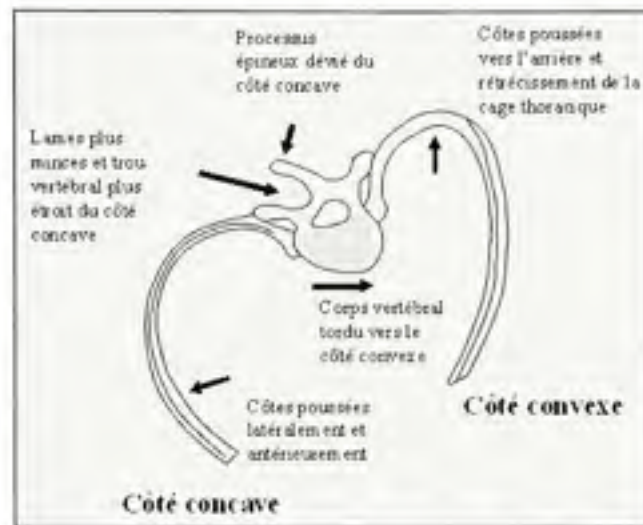


Figure 1.15 Déformation de la cage thoracique.
(Adaptée de University of Washington School of Medicine, 2007 [Notre traduction])

Source : Cette figure a été tirée du site Internet University of Washington school of medicine, 2007.

1.3.2 L'irréductibilité

Puisque les courbes rachidiennes sont anormales, les disques intervertébraux ne sont plus en mesure de répartir la pression normalement entre les vertèbres. Il en résulte donc une croissance vertébrale limitée à l'endroit où la pression est maximale, tandis que le point diamétralement opposé croît sans difficulté engendrant une dissymétrie des vertèbres. Ce phénomène de déformation se nomme cunéiformisation (figure 1.16) et il peut être décrit comme une perte de symétrie entre les plateaux vertébraux d'une même vertèbre. La cunéiformisation agit comme un catalyseur sur les déformations, car plus la dissymétrie est grande, moins la répartition des pressions est uniforme. Il y a donc accélération de la dégénération et augmentation des courbes rachidiennes indésirables.

Lorsque des vertèbres ayant subi une cunéiformisation sont présentes à l'intérieur d'une courbe, cette courbe est dite structurale et irréductible. Il n'est donc plus possible de redresser le rachis sans écraser les disques intervertébraux. Les courbes irréductibles sont donc les plus prononcées. Jusqu'à 30° d'angle de Cobb, la courbe est constituée seulement par l'inclinaison des vertèbres les unes par rapport aux autres. Ensuite, l'aggravation de la

déformation est due à la modification de forme des vertèbres (de Frenza Michele Dario 2005).

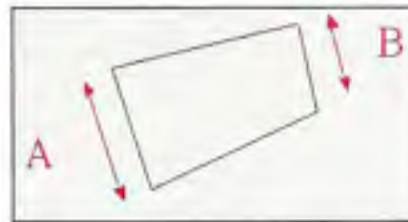


Figure 1.16 *Cunéiformisation.*

1.3.3 La chirurgie

L'intervention chirurgicale pour le traitement de la scoliose idiopathique est envisagée à partir d'un angle de Cobb supérieur à environ 45° et lorsque la déformation est évolutive. Il s'agit d'une méthode invasive servant à prévenir la progression de la courbe. Elle ne devrait donc pas être utilisée lorsque d'autres moyens de corrections moins risqués (observation, traitement par corset) sont envisageables.

La chirurgie vise essentiellement à stabiliser le rachis suite au rétablissement de l'équilibre global du tronc. Pour ce faire, certaines vertèbres sont fusionnées en favorisant la prolifération des cellules osseuses. Plusieurs instrumentations ont été développées au cours des années pour ce qui a trait aux interventions chirurgicales pour ce type de traitement. Or, toutes ces instrumentations tentent de remplir la même fonction, soit d'immobiliser le rachis pendant la période de cicatrisation osseuse, aussi appelée fusion vertébrale. Il s'agit d'une intervention complexe qui nécessite une planification exhaustive pour décider, entre autre, des vertèbres à instrumenter et du type d'instrumentation à utiliser.

La courbe majeure (celle ayant le plus grand angle de Cobb) des patients nécessitant une telle chirurgie est toujours structurale et incluse dans la fusion vertébrale (Cheh, Lenke et al. 2007). Les courbes mineures (toutes les courbes existantes et n'étant pas majeures) peuvent, pour leur part, être structurales ou non structurales. Dans le but de fusionner le moins de

segments vertébraux possibles et d'obtenir un rachis balancé et centré au-dessus du bassin, il est essentiel de connaître le type de chacune de ces courbes (Cheh, Lenke et al. 2007). Pour s'aider, les chirurgiens utilisent les tests de flexibilité rachidienne. Ces tests leur fournissent plusieurs informations essentielles dont le potentiel de correction des courbes scoliotiques. Ainsi, les courbes présentant un angle de Cobb supérieur à 25° sur la radiographie prise lors du test de flexibilité de référence (inflexion latérale maximale volontaire) sont qualifiées de structurales (Cheh, Lenke et al. 2007) et celles présentant un angle supérieur à 40° de relativement rigides (Cheung and Luk 1997; Hamzaoglu, Talu et al. 2005).

1.4 Méthodes d'évaluation de la flexibilité rachidienne

Il existe deux modes d'évaluation concernant la flexibilité du rachis : *in vitro* ou *in vivo*. Ces deux modes sont très différents l'un de l'autre autant dans la technique que dans le type d'information qu'ils fournissent. Cette section présentera donc les deux modes d'évaluation ainsi que les raisons pour lesquelles ils sont utilisés.

1.4.1 Méthodes *in vitro*

L'étude *in vitro* des propriétés structurelles du rachis se fait par l'intermédiaire d'unités fonctionnelles cadavériques. Ce type d'analyse permet d'étudier directement la biomécanique du rachis, donc de mesurer les charges et les déplacements rachidiens qui y sont associés (flexibilité). Ceci est très utile pour l'étude des mécanismes de blessures ou de dégénération et pour tester de nouvelles techniques chirurgicales ou de nouveaux implants.

Les unités fonctionnelles sont constituées de deux ou de plusieurs vertèbres incluant tous les tissus mous intervertébraux ou avec la résection partielle de certains éléments. Les forces peuvent être appliquées selon les 6 DDL d'une unité fonctionnelle (flexion/extension, inflexion latérale droite/gauche, rotation axiale droite/gauche, compression/traction, cisaillement droite/gauche et cisaillement avant/arrière) ou selon une combinaison de ces

mouvements dépendamment des propriétés à évaluer. Les forces sont appliquées par des appareils disponibles commercialement souvent agencés en montages expérimentaux adaptés (figure 1.17) (Wilke, Claes et al. 1994; Tawackoli, Marco et al. 2004; Disch, Luzzati et al. 2007).

La stabilisation du spécimen sur l'appareil de test se fait généralement par l'intermédiaire d'un ciment (Adams 1995; Patwardhan, Havey et al. 1999; Patwardhan, Havey et al. 2003; Stanley, Ghanayem et al. 2004; Tawackoli, Marco et al. 2004; Sran, Khan et al. 2005; Disch, Luzzati et al. 2007). Il s'agit d'une étape délicate afin de ne pas altérer l'échantillon, surtout lorsque de grands efforts seront appliqués. Le tout est ensuite stabilisé à l'aide de vis et de goupilles.

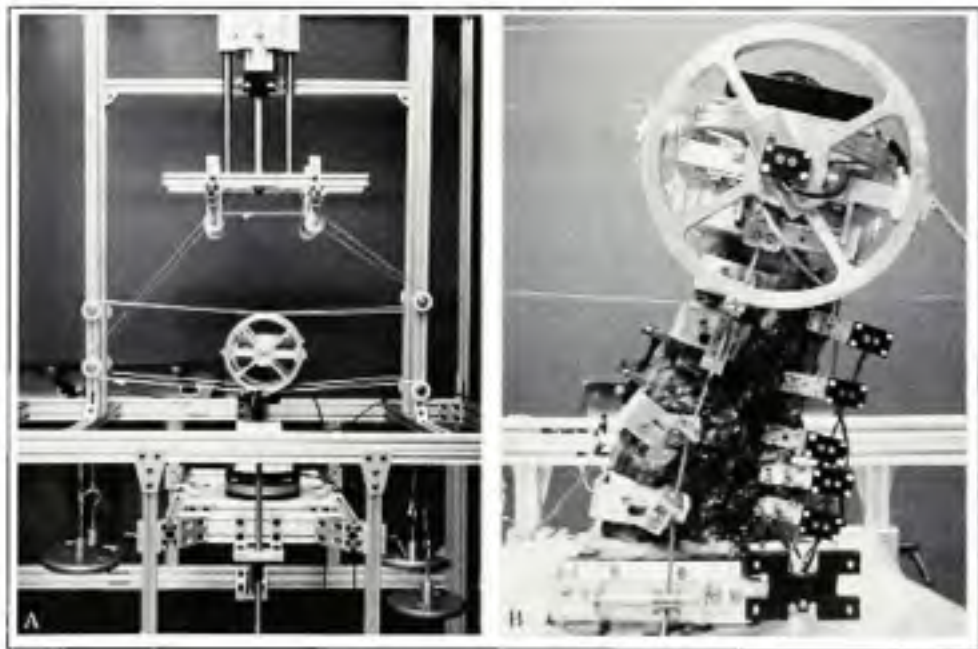


Figure 1.17 *Appareil fabriqué sur mesure.*
(Tirée de Tawackoli, Marco et Liebschner, 2004)

Source : Cette figure a été tirée de Tawackoli, Marco et Liebschner, 2004, « The effect of compressive axial preload on the flexibility of the thoracolumbar spine » et correspond à la « Figure 1 : Experimental setup » présentée en page 989 dans le document original.

Les déplacements peuvent être mesurés par l'intermédiaire de différents appareils, par exemple des capteurs d'inclinaisons (Patwardhan, Havey et al. 1999; Tawackoli, Marco et al. 2004), des capteurs optoélectriques (Cripton, Bruehlmann et al. 2000; Patwardhan, Havey et al. 2003; Sran, Khan et al. 2005) ou des systèmes d'analyse de mouvement par ultrason (Disch, Luzzati et al. 2007). Pour ce qui est des forces, elles sont habituellement mesurées à l'aide de cellules de forces situées sous le spécimen (Patwardhan, Havey et al. 1999; Disch, Luzzati et al. 2007) ou par un système de poids et de bras de levier (Cripton, Bruehlmann et al. 2000; Tawackoli, Marco et al. 2004).

Les charges appliquées doivent représenter le plus fidèlement possible les conditions du phénomène étudié (Wilke, Claes et al. 1994; Adams 1995; Tawackoli, Marco et al. 2004). Donc, pour connaître la flexibilité d'un rachis sain, il faut appliquer les charges physiologiques moyennes présentes dans la vie de tous les jours. Il s'agit d'une charge de compression d'environ 500 N pour une personne se tenant debout immobile (Adams 1995) et de 1000 N lors de la marche (Patwardhan, Havey et al. 1999). Or, une colonne vertébrale cadavérique flambe sous de très faibles forces de compression, environ 120 N (Patwardhan, Havey et al. 2003), lorsque la musculature n'est pas présente pour la soutenir. Ces changements brusques dans la courbure rachidienne entraînent souvent des dommages au niveau des tissus mous et des structures osseuses. Pour augmenter la stabilité, Patwardhan et coll. ont commencé à utiliser un guide tangentiel à la courbure (figure 1.18) afin de générer une compression pure au niveau de chaque vertèbre. De cette façon, il est maintenant possible d'étudier le rachis soumis à des chargements physiologiques.

L'analyse de la flexibilité rachidienne *in vitro*, quoique très utile, présente de nombreux désavantages. Premièrement, il se peut que les propriétés *in vitro* ne soit pas représentatives du comportement *in vivo* (Gardner-Morse and Stokes 2004). En effet, malgré le fait que la conservation des spécimens à -20°C et la décongélation n'a que peu d'effet sur le comportement mécanique des os et des disques (Adams 1995; Pflaster, Krag et al. 1997), le changement d'hydratation peut le modifier considérablement (Pflaster, Krag et al. 1997; Huber, Mörlock et al. 2007). Donc, des précautions doivent être prises afin de conserver

l'hydratation des disques : conservation dans une solution saline, vaporisation et emballage dans un gaze humide.

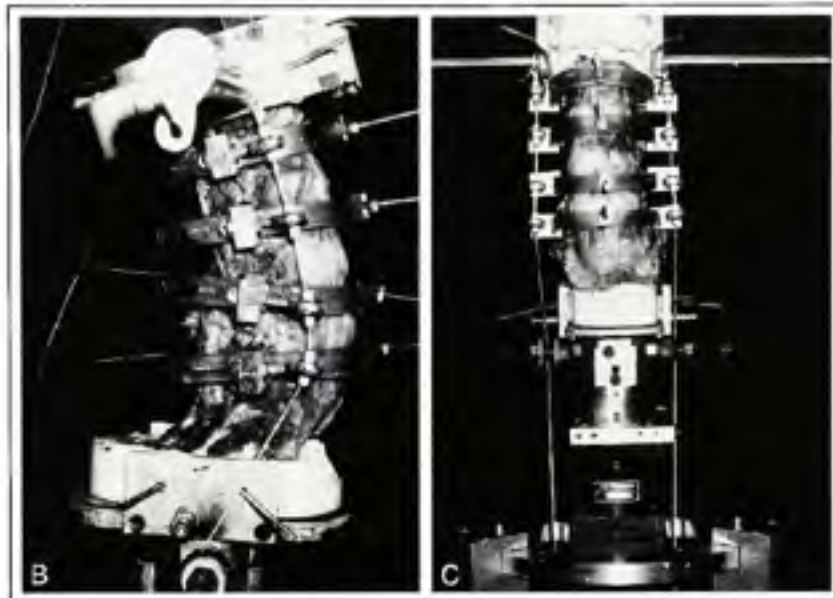


Figure 1.18 *Application de la force de compression selon un guide tangentiel à la courbure rachidienne.*

(Adaptée de Patwardhan, Havey, Meade et al. 1999)

Source: Cette figure a été tirée de l'article de Patwardhan, Havey, Meade et al. 1999, « A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression » et correspond à la « Figure 1 : A human cadaveric lumbar spine subjected to a compressive follower load » présentée en page 1005 dans le document original.

De plus, le manque prolongé de chargement lors de l'entreposage en immersion entraîne un gonflement des disques, ce qui affecte la hauteur de ces derniers et le comportement mécanique (Adams 1995). Ainsi, la résistance à la flexion augmente tandis que celle à la compression diminue. Deuxièmement, la distribution des contraintes dans le disque varie en fonction de l'âge et de la posture (Adams 1995). De plus, certains paramètres, comme une compression initiale, font varier considérablement les résultats de flexibilité par un facteur de 2 ou même plus (Gardner-Morse and Stokes 2004; Tawackoli, Marco et al. 2004). Il en résulte une grande variation au niveau des études, ce qui rend la comparaison extrêmement difficile. C'est pourquoi, une standardisation des tests *in vitro* s'est imposée (Wilke, Wenger

et al. 1998). Finalement, la plupart des études *in vitro* n'inclut pas les 6 DDL nécessaires pour bien caractériser le mouvement (Gardner-Morse and Stokes 2004). Les résultats de la flexibilité *in vitro* de quelques études sont résumés dans le tableau 1.2.

Tableau 1.2

Résumé de la flexibilité rachidienne *in vitro*

	(Sran, Khan et al. 2005) ¹ (°/Nm)	(Disch, Luzzati et al. 2007) ² (°/Nm)	(Gardner-Morse and Stokes 2004) ³ (°/Nm)	(Gardner-Morse and Stokes 2004) ⁴ (°/Nm)
K_{XX}	0,43	0,56	0,20	0,15
K_{ZZ}	0,62	0,31	0,48	0,27
$K_{XZ} = K_{ZX}$	-	-	-0,49	-0,42

¹ Sans compression initiale, M = 4 Nm, rachis thoracique
² Sans compression initiale, M = 7,5 Nm, rachis thoracolombaire
³ Sans compression initiale, $\delta = 0,5$ mm plan frontal, $\delta = 0,35$ mm plan axial, rachis lombaire
⁴ Charge de compression initiale 500N, $\delta = 0,5$ mm plan frontal, $\delta = 0,35$ mm plan axial, rachis lombaire

1.4.2 Méthodes *in vivo*

Les cinq principaux tests (le décubitus dorsal, l'inflexion latérale maximale volontaire, la traction, les poussées latérales en décubitus ventral et l'inflexion latérale avec point d'appui) servant à évaluer la flexibilité du rachis *in vivo* seront décrits. Pour chacun d'eux, une courte description du protocole sera effectuée, suivie par une revue de la littérature concernant l'information fournie par ces tests ainsi que les avantages et les inconvénients qui y sont reliés. Ensuite, un paragraphe supplémentaire abordera deux études particulières, inclassables parmi les tests traditionnels. Il s'agit de tests de flexibilité réalisés lorsque le patient est sous anesthésie générale (AG). Finalement, un résumé comparatif des différentes méthodes sera fait.

1.4.2.1 Définition

Tout d'abord, il est primordial de définir quelques termes. Premièrement, il existe certaines façons de quantifier l'efficacité d'une chirurgie ou d'un test de flexibilité du rachis pour ce qui est de la correction des courbes du plan frontal. Dans le cas d'une chirurgie, la littérature fait souvent mention du *pourcentage de correction* postopératoire. Ce pourcentage est calculé en faisant la différence entre la valeur de l'angle de Cobb préopératoire et celle postopératoire, mesurées toutes les deux sur une radiographie prise en position debout. Le tout est ensuite divisé par la valeur de l'angle de Cobb préopératoire (équation 1.2).

$$\text{Correction (\%)} = \frac{\angle \text{Cobb préop debout} - \angle \text{Cobb postop}}{\angle \text{Cobb préop debout}} * 100 \quad (1.2)$$

Lorsqu'il s'agit de l'évaluation de la flexibilité du rachis, la littérature fait également mention d'un pourcentage de correction. Néanmoins, il ne s'agit plus d'une correction définitive, comme dans le cas de la chirurgie, mais plutôt d'une correction temporaire atteinte lors du test de flexibilité. C'est pourquoi, cette correction sera dorénavant appelée *pourcentage de réduction* ou *réductibilité* des courbes scoliotiques. Ce pourcentage se calcule de la même façon que précédemment. Cependant, l'angle de Cobb postopératoire est remplacé par celui mesuré sur la radiographie prise lors du test de flexibilité (équation 1.3).

$$\text{Réduction (\%)} = \frac{\angle \text{Cobb préop debout} - \angle \text{Cobb test flexibilité}}{\angle \text{Cobb préop debout}} * 100 \quad (1.3)$$

Finalement, il existe une relation présentant le ratio entre la correction chirurgicale et celle obtenue par le test de flexibilité. Il s'agit de l'index de correction (Klepps, Lenke et al. 2001) (équation 1.4).

$$\text{Index de Correction} = \frac{\text{Correction (\%)}}{\text{Réduction (\%)}} \quad (1.4)$$

1.4.2.2 Décubitus dorsal (*Supine*)

Il s'agit du test de flexibilité le plus élémentaire qui soit. Il suffit de demander au patient de s'étendre sur le dos, puis de prendre une radiographie de sa colonne vertébrale dans cette position (figure 1.19). Ce simple changement de posture entraîne une réduction significative des courbes scoliotiques (Delorme, Labelle et al. 2000; Klepps, Lenke et al. 2001; Yazici, Acaroglu et al. 2001; Petit, Aubin et al. 2002). En effet, la correction temporaire atteinte lors du passage en décubitus dorsal est d'environ 21% pour les courbes thoraciques et de 28% pour les courbes lombaires/thoracolombaires pour une moyenne générale de 23% (Klepps, Lenke et al. 2001).

Pour leur part, Yazici, Acaroglu et al., ont trouvé que la réduction moyenne est d'environ 30% lorsque tous les types de courbes sont considérés. De plus, les rotations axiales indésirables des vertèbres se réduisent d'environ 24% (Yazici, Acaroglu et al. 2001). Cela est dû en grande partie à la présence de la gibbosité. En effet, il s'agit du premier point de contact entre le dos de l'individu et la table de radiographie (figure 1.20). Ainsi, la composante de la force de réaction qui est perpendiculaire au bras de levier entraîne la totalité de la cage thoracique dans un mouvement rotatoire autour du centre de rotation du corps vertébral.



Figure 1.19 *Décubitus dorsal.*
(Tirée de Morgan MeDesign Inc, 2000)

Source: Cette figure a été tirée du site Internet Morgan MeDesign Inc, 2000.

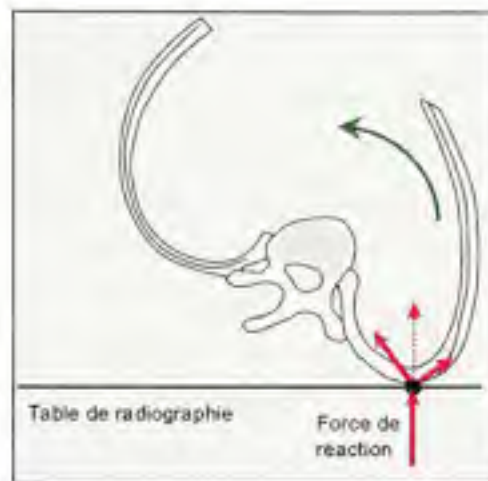


Figure 1.20 *Forces sur la cage thoracique lors du test de décubitus dorsal.*
(Adaptée de University of Washington School of Medicine, 2007)

Source: Cette figure a été tirée du site Internet University of Washington School of medicine, 2007.

Malgré de bonnes corrections temporaires en translation et en rotation, ce test ne permet pas d'observer les amplitudes maximales de mouvements. Cependant, il permet de connaître la mobilité naturelle, c'est-à-dire de visualiser la forme de la colonne vertébrale lorsque la gravité (G) n'agit plus comme force d'effondrement selon l'axe longitudinal, mais plutôt en tant que force de correction (figure 1.21). En effet, la gravité est une force continue, distribuée en fonction de la masse, dans le plan sagittal le long du rachis. Ainsi, les lordoses et les cyphoses s'aplatissent, provoquant immédiatement une elongation de la colonne vertébrale. Cet étirement axial génère ensuite une sorte de traction qui déplie les courbes scoliothiques du plan frontal.

Cette méthode d'évaluation est la plus reproductible qui soit pour le moment (Cheh, Lenke et al. 2007). Elle peut même être qualifiée de standardisée. En effet, le positionnement est extrêmement simple et il y a très peu ou pas de paramètres pouvant faire varier les résultats. Il n'y a aucune participation active de la part de techniciens ou de la part du patient lui-même, ce qui réduit considérablement le biais humain. De plus, la force à laquelle le rachis est soumis (poids du sujet) est estimable et constante d'une fois à l'autre. De plus, cette méthode ne requiert qu'une seule radiographie prise dans le plan frontal peu importe le

nombre de courbes scoliotiques que présente le sujet. Comparativement à d'autres méthodes (inflexion latérale avec et sans point d'appui) qui seront expliquées ultérieurement, cette méthode permet de déplier toutes les courbes en une seule fois, ce qui permet de restreindre la dose de radiation absorbée par le patient. Il est également possible d'acquérir une image du rachis dans le plan sagittal.

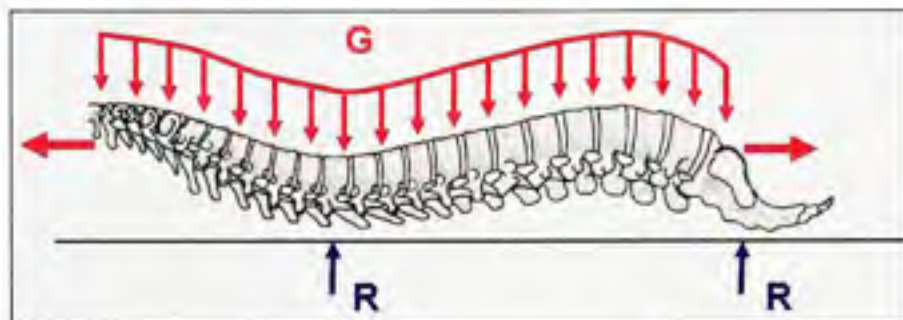


Figure 1.21 Répartition des forces lors du décubitus dorsal.
(Adaptée de la base de données du centre de recherche de l'hôpital Sainte-Justine,
Col_O_Lat)

Source: Cette figure a été tirée de la base de données du centre de recherche de l'hôpital Sainte-Justine « Col_O_Lat ».

Selon Vedantam, Lenke et al. (2000) ce test présenterait la meilleure prédiction quant à l'inclinaison dans le plan frontal de la dernière vertèbre instrumentée. Cela signifie que l'inclinaison postopératoire de cette vertèbre se rapprocherait de celle de cette même vertèbre sur la radiographie prise en position couchée. Toutefois, les valeurs numériques des rotations étant très petites et très peu différentes d'un test à l'autre ($1,4^{\circ}$ en décubitus dorsal vs $1,6^{\circ}$ en inflexion latérale), il est donc difficile d'affirmer que cette différence est significative. Finalement, ce test est hautement corrélé avec les résultats du test d'inflexion latérale maximale volontaire et il permet de distinguer les courbes structurelles des courbes non-structurelles (Cheh, Lenke et al. 2007).

Le tableau 1.3 résume les avantages et les inconvénients associés à cette méthode d'évaluation.

Tableau 1.3

Avantages et inconvénients du test en décubitus dorsal

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Test standardisé. • Test simple. • Force estimable (Poids du sujet). • Force constante d'une fois à l'autre. • Donne une idée de la correction naturelle. • Réduit les rotations axiales $\approx 24\%$. • Possible pour tous les patients peu importe l'étiologie de la scoliose. • 1 seule radiographie dans le plan frontal. • Possibilité de radiographies dans le plan sagittal. 	<ul style="list-style-type: none"> • Ne fournit pas d'information sur la correction maximale. • Correction dans le plan frontal $\approx 30\%$.

1.4.2.3 Inflexion latérale maximale volontaire (*Side-Bending*)

Il s'agit du test le plus couramment employé pour évaluer la flexibilité rachidienne préopératoire. Il est considéré comme le test de référence (Cheung and Luk 1997; Klepps, Lenke et al. 2001; Cheh, Lenke et al. 2007) et c'est généralement à lui que les autres tests, autant les anciens que les nouveaux, sont comparés en termes d'efficacité (Vaughan, Winter et al. 1996; Cheung and Luk 1997; Polly and Sturm 1998; Vedantam, Lenke et al. 2000). Il peut se pratiquer en position debout, quoiqu'il soit plus fréquemment pratiqué en décubitus dorsal.

Le test consiste à demander au patient de s'étendre sur le dos, puis d'effectuer par lui-même un mouvement d'inflexion latérale maximale (figure 1.22). Il s'agit d'un mouvement purement volontaire de la part du sujet. Cette inflexion est exécutée du côté de la convexité de la courbe dans le but d'évaluer la capacité de cette dernière à se déplier. Une fois la

position maximale atteinte, une radiographie est prise dans le plan frontal. Le test est habituellement effectué dans les deux directions : droite et gauche. Cela est nécessaire afin que la réductibilité de chaque courbe, autant les principales que les secondaires, soit évaluée selon une inflexion latérale effectuée dans le sens de la convexité. Donc, le sujet est soumis à une double dose de rayon X (2 radiographies). La dose totale de radiation est donc plus importante pour ce test que pour le test en décubitus dorsal qui ne demande qu'une seule radiographie dans le plan frontal.



Figure 1.22 *Inflexion latérale maximale volontaire.*
(Tirée de Klepps Lenke, Bridwell et al., 2001)

Source: Cette figure a été tirée de Klepps, Lenke, Bridwell et al. 2001, « Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis » et correspond à la « Figure 1 : Preoperative patient positioning radiographic series » présentée en page E75 dans le document original.

Comme mentionné précédemment, ce test est basé sur un mouvement volontaire maximal de la part du patient. Il peut donc être influencé par de nombreux paramètres externes (explications données au sujet par le personnel médical par exemple), ainsi que par le sujet lui-même (force musculaire produite, présence d'une rotation légère au niveau du tronc lors de l'inflexion, etc.). Cela implique forcément une variation, d'une fois à l'autre, en ce qui concerne l'amplitude de mouvement générée. Par conséquent, ce test est très peu

reproductible et c'est pourquoi plusieurs auteurs (Klepps, Lenke et al. 2001; Davis, Gadgil et al. 2004; Cheh, Lenke et al. 2007) ont émis des doutes à son sujet. De plus, il est très difficile à standardiser vu la participation active du sujet. Il est également pratiquement impossible de mesurer précisément les forces agissant sur le rachis afin de réduire les courbes scoliotiques, puisqu'elles proviennent de la contraction musculaire du patient. Aussi, un mouvement latéral d'une telle amplitude rend difficile la prise de radiographies dans le plan sagittal. En effet, les vertèbres apparaissent superposées les unes aux autres lorsque observées dans ce plan. De plus, puisque la procédure demande la participation active du patient, ce test n'est pas conseillé aux sujets souffrant de troubles mentaux, neurologiques ou musculaires.

Le test d'inflexion latérale en décubitus dorsal présente cependant de bons résultats en ce qui a trait à l'amplitude de mouvement. En effet, il s'agit du meilleur test en ce qui a trait à la sollicitation des courbes thoraciques supérieures ($\approx 58\%$) (Klepps, Lenke et al. 2001), tout en occasionnant une bonne réduction de l'angle de Cobb pour les autres types de courbes (thoraciques, lombaires et thoracolombaires). La réduction atteinte lors de ce test peut aller jusqu'à 72% pour les courbes thoraciques et jusqu'à 86% pour les lombaires (Petit, Aubin et al. 2002). Cependant, dépendamment des études, ces valeurs varient énormément (annexe III). Il s'agit d'un signe apparent de la faible reproductibilité du test. Ainsi, la réduction n'est plus que de 42% pour les courbes thoraciques et de 54% pour les courbes lombaires et thoracolombaires pour une moyenne générale de 45%, lorsque les valeurs sont prises dans une autres étude (Klepps, Lenke et al. 2001).

Le tableau 1.4 résume les avantages et les inconvénients liés à cette méthode d'évaluation.

Tableau 1.4

Avantage et inconvénients du test d'inflexion latérale maximale volontaire en décubitus dorsale

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Bonne réduction de l'angle de Cobb pour les courbes thoraciques supérieures (Meilleure méthode: ≈58% de réduction) • Résultats de flexibilité satisfaisants pour les autres types de courbes. <ul style="list-style-type: none"> → Thoraciques : 42% à 72% → Lombaires et thoracolombaires : 54% à 86% 	<ul style="list-style-type: none"> • Participation active du patient. • Force inconnue (contraction musculaire). • Force variable d'une fois à l'autre. • Impossible pour des patients ayant des troubles mentaux, neurologiques ou musculaires. • Impossible de prendre une radiographie dans le plan sagittal. • Difficile à standardiser.

1.4.2.4 Traction (*Traction*)

La traction humaine est une méthode très ancienne qui date de l'antiquité (Kumar 1996). À cette époque, elle consistait à soumettre le tronc du patient à une force axiale pendant un certain temps afin d'obtenir une élongation du rachis et une correction permanente des courbes indésirables. Ce type de traction existe encore de nos jours. Toutefois, au lieu d'être utilisé uniquement dans un but correctif, la traction peut aussi servir à l'évaluation des courbes scoliotiques. Par conséquent, lorsque l'objectif est permuté, le temps d'action de la force de traction devient très court. Il correspond alors à la durée de la prise d'une radiographie.

Il existe plusieurs modes de traction. Premièrement, elle peut être effectuée en position debout ou couché. La méthode la plus courante est celle en décubitus dorsal, puisqu'elle engendre des rotations axiales correctives. Deuxièmement, les efforts peuvent avoir différents points d'application et diverses amplitudes. Une méthode très souvent utilisée consiste à appliquer un maximum d'effort axial de façon manuelle sur un patient couché sur

une table à rayon X. Un premier technicien doit saisir la tête du sujet par les apophyses mastoïdes ou à l'aide d'un licou pendant qu'un second applique un effort sur les membres inférieurs.

Une seconde méthode très répandue est la traction de Cotrel (figure 1.23). Le même principe que précédemment s'applique, mais sans l'intervention physique des techniciens. Ainsi, cette table permet de maintenir le patient en traction à l'aide d'attaches, au niveau de la tête et du bassin, fixées sous tension à la structure de la table. Il s'agit d'un important avantage, puisque l'absence d'intervention humaine implique l'augmentation de la reproductibilité de la méthode. Il existe de nombreuses variations au niveau des systèmes d'attaches. Par exemple, la force appliquée au niveau de la tête est parfois remplacée par une force au niveau des membres supérieurs. Toutefois, le principe demeure toujours le même.



Figure 1.23 Traction de Cotrel.
(Tirée de Hempfing, Ferraris., Koller et al. 2006)

Source: Cette figure a été tirée de Hempfing, Ferraris, Koller et al. 2006, « Is anterior release effective to increase flexibility in idiopathic thoracic scoliosis? Assessment by traction films » et correspond à la « Figure 1 : Patient performing Cotrel traction » présentée en page 516 du document original.

Dans tous les cas, si la force générée au niveau des vertèbres cervicales s'avère trop importante, des dommages neurologiques tel la paralysie (0,07% des cas) (Pinches, Thompson et al. 2004) peuvent survenir suite à l'étirement de certains nerfs (Kumar 1996; Pinches, Thompson et al. 2004). La plupart de ces dommages sont transitoires et généralement tout redevient normal après environ 6 à 10 semaines (Pinches, Thompson et al. 2004). Cependant, la paralysie peut être permanente. En effet, la société de recherche sur la scoliose (SRS) a mené une étude portant sur les complications neurologiques survenues suite à un traitement lié à la scoliose. Ils ont dénombré 6 cas de paraplégies provenant uniquement d'une traction squelettique (MacEwen, Bunnell et al. 1975).

De plus, très peu de documents mentionnent les forces limites à respecter pour s'assurer du bien-être des patients. En effet, il n'existe aucun standard lié à la traction d'êtres humains. Ainsi, dans une étude (Takahashi, Passuti et al. 1997), la force appliquée correspond à la moitié du poids du patient, en ne dépassant pas 30 kg. Dans une autre (Polly and Sturm 1998), deux façons différentes de procéder ont été utilisées dépendamment de l'institution où la traction avait lieu. Certains patients ont donc été soumis à une force de 18 kg et d'autres à un effort maximal. Cet effort maximal était appliqué manuellement par des chirurgiens, le tout sans jamais calculer l'effort en question. De plus, dans certaines études (Vaughan, Winter et al. 1996; Matsumoto, Kitahara et al. 1997), il n'y a aucune mention de la force qui a été appliquée pour générer la traction. Donc, chaque institution procède à sa façon et c'est pourquoi les résultats obtenus à l'aide de cette méthode sont difficilement comparables d'une étude à l'autre.

Malgré ces inconvénients, ce test présente de nombreux points positifs. Il nécessite, entre autre, la prise d'une seule radiographie peu importe le nombre de courbes scoliotiques que présente le patient, sans pour autant empêcher la capture d'une image dans le plan sagittal. Il s'agit aussi d'un test facile à standardiser, puisqu'il n'y a aucune participation de la part du patient et que la participation des techniciens peut être limitée. En fait, une fois que l'amplitude requise pour la force axiale est choisie, il suffit de mesurer cette force afin qu'elle soit similaire d'une fois à l'autre et d'un patient à l'autre. La force appliquée devient

donc constante et mesurable. De plus, ce test est possible peu importe l'étiologie de la scoliose.

Finalement, certaines études (Vaughan, Winter et al. 1996; Polly and Sturm 1998) ont affirmé que la traction sollicite davantage le rachis que le test d'inflexion latérale maximale volontaire pour les cas de courbes sévères ($> 60^\circ$). En effet, selon Vaughan, Winter et al., l'évaluation par traction serait plus efficace qu'avec un test d'inflexion latérale dans 71% des cas lorsque les courbes sont sévères. À l'inverse, l'inflexion latérale serait plus efficace dans 77% des cas pour les courbes dont l'amplitude est inférieure à 60° . Polly et Sturm, ont démontré que cela est vrai autant pour les courbes thoraciques que lombaires. Or, lorsque les courbes sont d'amplitude inférieure à 50° , la traction ne fournit plus d'aussi bons résultats. Pour les courbes entre 50° et 60° , il n'existe pas de différences significatives en ce qui concerne les résultats. En moyenne, la réduction de l'angle de Cobb avec le test de traction est d'environ 44% (annexe III).

Le tableau 1.5 résume les avantages et les inconvénients associés à cette méthode d'évaluation.

Tableau 1.5

Avantages et inconvénients du test de traction

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Facile à standardiser. • Force mesurable. • Force constante d'une fois à l'autre. • 1 seule radiographie dans le plan frontal. • Possibilité de radiographies dans le plan sagittal. • Possible pour tous les patients peu importe l'étiologie de la scoliose. 	<ul style="list-style-type: none"> • Aucun standard disponible pour ce qui de la force. • Peut s'avérer dangereux si la force au niveau du cou devient trop importante. • Moins efficace pour les courbes $< 60^\circ$.

Tableau 1.5

Avantages et inconvénients du test de traction (suite)

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Bonne réduction de l'angle de Cobb des courbes sévères $>60^\circ$ (Meilleure que le side-bending). 	

1.4.2.5 Poussées latérales en décubitus ventral (*Push-Prone*)

Comparativement au test conventionnel d'inflexion latérale qui cherche les amplitudes maximales de mouvement, le présent test (figure 1.24) tente de ramener le rachis le plus près possible de la position neutre. Pour ce faire, le patient est installé en décubitus ventral sur une table de rayon X. Puis, une poussée latérale est appliquée manuellement par un technicien au niveau de l'apex de chaque courbe. Afin de maintenir le patient stable, des forces sont appliquées au niveau du bassin et des aisselles sur le flanc opposé à la force de base. Une seule radiographie PA du sujet est ensuite prise dans cette position. Il est cependant impossible de procéder à la prise d'une radiographie dans le plan sagittal, puisque les points d'appui des forces obstrueraient l'image.

Cette méthode n'est pas très reproductible, car elle dépend beaucoup de l'intervention des techniciens et donc de leur expérience et de leur force physique. La force appliquée est donc inconnue et variable d'une fois à l'autre. La méthode pourrait toutefois être modifiée afin d'éliminer le biais humain et rendre possible la mesure des forces. Il s'agirait de rendre le processus de poussées contrôlable mécaniquement afin de standardiser le test. Toutefois, il serait difficile de définir un critère permettant de choisir les forces de poussées à appliquer sans risques pour le patient. De plus, cette standardisation permettrait également de réduire l'exposition des techniciens au champ de radiation. En effet, malgré que ceux-ci soient protégés par un tablier et des gants en plomb, le risque d'absorber une certaine quantité de rayon X est bien présent. Il est également important de souligner que ce test n'est pas adapté à l'évaluation des courbes thoraciques supérieures (apex situées entre T1 et T4). En effet,

L'apex de la courbe à réduire doit se trouver absolument entre le bassin et les aisselles du patient, endroits où les forces d'oppositions sont appliquées. Même si l'emplacement de ces forces était modifié, l'évaluation des courbes dont l'apex est situé au niveau des vertèbres thoraciques supérieures serait tout de même impossible, puisque les bras du sujet limitent l'accès à une quelconque poussée latérale pouvant réduire la courbe.



Figure 1.24 *Poussées latérales en décubitus ventral.*
(Tirée de Vedantam, Lenke, Bridwell et al. 2000)

Source: Cette figure a été tirée de l'article de Vedantam, Lenke, Bridwell et al. 2000, « Comparison of push-prone and lateral-bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in thoracolumbar and lumbar scoliotic curves » et correspond à la « Figure 1 : Clinical view of a push-prone being taken of a patient with a primary left thoracolumbar curvature » présentée en page 77 du document original.

La méthode a été décrite pour la première fois en 1982 (Kleinman, Csongradi et al. 1982). Selon cette étude, il n'y aurait pas de différence significative entre la réduction moyenne de l'angle de Cobb atteinte lors du test de poussées latérales en décubitus ventral (42,1% ou 21,1°) et la correction atteinte immédiatement suite à la chirurgie (42,8% ou 22,0°). Klepps, Lenke et al. ont trouvé une réduction de l'angle de Cobb très similaires à ces dernières. En effet, selon eux la réduction est d'environ 40% pour les courbes thoraciques et de 44% pour

les courbes lombaires et thoracolombaires pour une moyenne générale de 41%. Toutefois, la correction postopératoire moyenne dans le cas de Klepps est de 62%, ce qui est bien différent de la correction de Kleinman (42,8%). Cette différence de correction provient sûrement du type d'instrumentation utilisée lors de la chirurgie. En effet, l'étude de Kleinman a été menée sur des patients dont les courbes ont été instrumentées avec le système de *Harrington*. Cette instrumentation est moins rigide que celles utilisées de nos jours, ce qui implique qu'elle n'utilise pas la totalité de la mobilité disponible. Par conséquent, les études plus récentes (Vedantam, Lenke et al. 2000; Klepps, Lenke et al. 2001) menées sur des patients ayant subi une intervention avec une instrumentation moderne ont montré que le test de poussées latérales sous-estime bel et bien l'amplitude de correction postopératoire. Par exemple, selon Vedantam, Lenke et al, la correction moyenne est d'environ 13% supérieure aux prédictions du test de poussées latérales. De plus, selon Klepps, Lenke et al., ce test est moins efficace que celui par inflexion latérale volontaire et ce pour tous les types de courbes.

Malgré ses piètres résultats pour prédire l'angle de Cobb en postopératoire, le test de poussées latérales en décubitus ventral présente certains avantages très intéressants. Par exemple, il permet de prédire l'effet de l'instrumentation de la courbe primaire sur les courbes secondaires. Il fournit aussi d'excellentes prédictions quant à la translation (15 mm vs 14 mm en postop) et l'inclinaison (10° vs 6° en postop) de la dernière vertèbre instrumentée (Vedantam, Lenke et al. 2000). De plus, ce test n'est que peu influencé par la position de la courbe ou par l'étiologie de la scoliose.

Le tableau 1.6 résume les avantages et les inconvénients qui se rapportent à cette méthode.

Tableau 1.6

Avantages et inconvénients du test de poussées latérales en décubitus ventral

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Pourrait se standardiser. • Force mesurable. • Informe sur le comportement des courbes secondaires suite à la fusion de la courbe primaire. • Bonne prédiction de la translation et de l'inclinaison de la dernière vertèbre instrumentée. • 1 seule radiographie dans le plan frontal. 	<ul style="list-style-type: none"> • Participation active des techniciens. • Les techniciens sont exposés aux radiations. • Force inconnue (Force des techniciens). • Force variable d'une fois à l'autre • Impossible de solliciter les courbes thoraciques supérieures. • Impossible de prendre une radiographie dans le plan sagittal.

1.4.2.6 Inflexion latérale avec point d'appui (*Fulcrum Bending*)

Pour pratiquer ce test, le patient doit être couché latéralement, le flanc appuyé sur un cylindre radiotransparent matelassé (figure 1.25). Afin d'acquérir une radiographie qui est la plus représentative possible du plan frontal, une réelle position latérale du sujet est requise. Pour cela, il est recommandé de prendre comme référence les épaules et le bassin par rapport à la table. Des sacs de sable peuvent être utilisés pour maintenir le patient en place une fois la bonne position atteinte, afin d'éviter tout mouvement indésirable. Le point d'appui doit être placé directement sous l'apex de la courbe lombaire ou sous la côte correspondant à l'apex de la courbe thoracique. Pour ce faire, certaines personnes utilisent une radiographie AP sur laquelle la vertèbre apex et sa côte correspondante sont identifiées. Ensuite, il suffit de marquer la localisation sur le patient en comptant les côtes à partir du bas.



Figure 1.25 *Inflexion latérale avec point d'appui.*
(Tirée de Cheung et Luk, 1997)

Source : Cette figure a été tirée de l'article de Cheung et Luk, 1997, « Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph » et correspond à la « Figure 4 : Photograph showing the position of the patient for a fulcrum bending radiograph » présenté en page 1147 du document original

Il existe trois différentes tailles de points d'appui (figure 1.26): 19 cm, 23 cm et 27 cm. La taille appropriée est celle qui permet de soulever légèrement le patient de la table : les épaules s'il s'agit de courbes thoraciques ou le bassin pour ce qui est des courbes lombaires. Si le patient présente deux courbes, une radiographie sera prise pour chacune des courbes avec le point d'appui positionné à l'endroit approprié. Cela entraîne donc une augmentation de l'exposition aux rayons X.

Ce test utilise le poids du patient comme principe de réduction des courbes scoliothiques. La force est donc constante et reproductible d'une fois à l'autre. La force spécifique agissant au niveau de l'apex de la courbe pourrait même être mesurée en installant un capteur de pression entre le patient et le cylindre. De plus, ce test ne nécessite ni la participation du patient, ni celle des techniciens. Il peut donc être utilisé peu importe l'étiologie de la scoliose, quoiqu'il est déconseillé aux gens souffrant d'ostéogenèse imparfaite en raison des risques de fractures au niveau des côtes (Cheung and Luk 1997). Aussi, la position du patient est parfois instable, ce qui engendre une légère variation au niveau des résultats. Il

serait également difficile de prendre une radiographie dans le plan sagittal vu l'importance du mouvement d'inflexion latérale. Il s'agit de la même difficulté que pour le test d'inflexion latérale maximale volontaire.

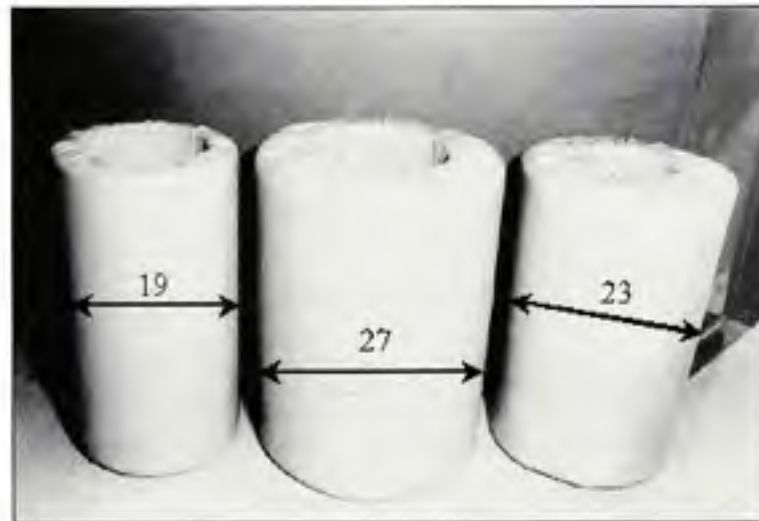


Figure 1.26 *Dimension des coussins en cm.*
(Tirée de Cheung et Luk, 1997)

Source : Cette figure a été tirée de l'article de Cheung et Luk, 1997, « Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph » et correspond à la « Figure 2 : Photograph showing the fulcrum in three sizes » présentée en page 1146 du document original.

Des études antérieures (Cheung and Luk 1997; Luk, Cheung et al. 1998; Klepps, Lenke et al. 2001) ont montré que le test d'inflexion latérale avec point d'appui fournit une bonne estimation de la correction postopératoire. L'étude de Luk, Cheung et al. n'a montré aucune différence entre l'angle de Cobb moyen mesurés en inflexion latérale avec point d'appui (25°) et celui postopératoire en position debout (25°). De plus, l'index de correction est en dessous de 1 (0,98), ce qui signifie que ce test de flexibilité réduit davantage les courbes scoliotiques que la correction suite à la chirurgie. Klepps, Lenke et al. pour leur part, ont montré que le test d'inflexion latérale avec point d'appui est celui permettant d'atteindre la plus importante réduction de l'angle de Cobb et ce même si la position des points d'appui n'est pas optimale. Toutefois, selon leur étude, ce test sous-estimerait la correction postopératoire. Les réductions atteintes sont d'environ 50% pour les courbes thoraciques et

de 64% pour les courbes lombaires et thoracolombaires pour une moyenne générale de 54% (Klepps, Lenke et al. 2001). De plus, pour ce qui est des courbes thoraciques supérieures, la réduction est mieux prédite par le test d'inflexion latéral. En effet, il est difficile de positionner adéquatement un point d'appui si l'apex de la courbe se situe à un niveau plus élevé que les aisselles du patient (même difficulté que le test de poussées latérales).

Le tableau 1.7 résume les avantages et les inconvénients de cette méthode.

Tableau 1.7

Avantages et inconvénients du test d'inflexion latérale avec points d'appui

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Force mesurable (fraction du poids). • Force constante d'une fois à l'autre. • Indépendant de la participation du patient. • Meilleure réduction que l'inflexion latérale sans point d'appui : <ul style="list-style-type: none"> → Courbes raides et flexibles → Courbes thoraciques et lombaires • Possible pour tous les patients peu importe l'étiologie de la scoliose. 	<ul style="list-style-type: none"> • Patient parfois instable. • Déconseillé pour les patients ayant une ostéogenèse imparfaite. • Évaluation difficile pour les courbes thoraciques supérieures. • Impossible de prendre une radiographie dans le plan sagittal.

1.4.2.7 Traction sous anesthésie générale (TAG)

Une nouvelle méthode d'évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale a été introduite en 2004. Il s'agit d'un test combinant la traction et les poussées latérales en décubitus dorsal avec un patient sous anesthésie générale (AG) (Davis, Gadgil et al. 2004). La force de traction est appliquée par deux assistants. Le premier tirant au niveau des chevilles et l'autre

en sens inverse au niveau des aisselles. Avant la prise de la radiographie AP, le chirurgien applique une force latérale, à l'aide de gants de plomb, au niveau de l'apex de la courbe.

Suite à une anesthésie générale, les tissus mous se relâchent, n'agissant plus comme limite aux déplacements vertébraux. C'est ce phénomène qui d'après les auteurs permet d'atteindre une amplitude de mouvement plus importante que celle atteinte par l'intermédiaire des autres tests. De plus, les spasmes ou les contractions indésirables de la part du patient sont évités par l'anesthésie. Ceci améliorerait la qualité des radiographies en éliminant la variation de flexibilité due au déconfort du patient. Or, pour que le test soit réellement amélioré et standardisé, l'application des forces réalisée par des techniciens devrait être remplacée par un système qui s'assure de toujours appliquer une force constante et connue.

L'étude a montré que cette méthode fournit une meilleure réduction des courbes scoliothiques que le test d'inflexion latérale maximale volontaire et ce pour tous les patients. La différence moyenne entre l'angle de Cobb d'une courbe scoliothique mesuré lors de ce test et l'angle postopératoire n'est que de $1,5^\circ$, tandis que la différence est de 15° pour le test d'inflexion latérale maximal volontaire. Cependant, la réduction moyenne obtenue lors du test d'inflexion latérale maximale volontaire lors de cette étude n'est que de 28%. Ce résultat est extrêmement faible, surtout lorsqu'il est comparé aux autres études qui ont obtenus des valeurs allant jusqu'à 86% de réduction (annexe III). Il se pourrait donc que les patients de cette étude n'avaient pas atteint l'inflexion maximale lorsque la radiographie a été prise. De plus, pour ce qui est de la traction sous anesthésie générale (TAG), la réduction moyenne de l'angle de Cobb est de 56%. Il ne s'agit pas d'une réduction hors du commun, surtout lorsqu'elle est comparée aux valeurs obtenues par le test d'inflexion latérale maximale avec point d'appui (annexe III).

De plus, malgré les bons résultats, cette méthode présente un gros inconvénient. Elle requiert que le patient soit sous anesthésie générale. Comme il est impossible de justifier l'utilisation d'anesthésiques sans interventions majeures, le test doit absolument être

accompli tout juste avant l'opération. Cette situation laisse peu de temps aux chirurgiens pour modifier la planification chirurgicale si cela s'avère nécessaire. Aussi, il est parfois difficile d'obtenir des radiographies de bonne qualité dans la salle d'opération (Hamzaoglu, Talu et al. 2005). Cela est problématique, puisqu'il n'est pas recommandé de laisser le patient trop longtemps sous anesthésie. De plus, cette méthode n'est pas très intéressante du point de vu des chercheurs. En effet, ceux-ci cherchent à étudier des sujets scoliotiques avant l'opération en question. Vu les restrictions liées à l'anesthésie, cette option est impossible.

Une étude similaire a été menée par Hamzaoglu, Talu et al. en 2005 (tableau 1-8). Toutefois, la méthode qu'ils ont étudiée est une TAG, mais sans poussées latérales. Cette méthode a ensuite été comparée à trois tests conventionnels d'évaluation de la flexibilité rachidienne: l'inflexion latérale volontaire avec et sans points d'appui et la traction simple. Les résultats ont été un peu moins concluants que dans l'étude précédente. En effet, pour les courbes thoraciques d'amplitude comprise entre 40° et 65° , la réduction de l'angle de Cobb lors de la TAG (79%) n'est que de 5% supérieure à celle obtenue lors du test d'inflexion latérale avec point d'appui (74%). Pour les courbes lombaires, c'est le test d'inflexion latérale avec point d'appui qui obtient le plus haut pourcentage de réduction avec 83% contre seulement 59% pour la TAG.

Pour les courbes sévères ($> 65^\circ$), la TAG semble fournir de meilleures résultats que le test d'inflexion latérale avec point d'appui. Or, le nombre de patients étudiés (5) étant trop faible, il est impossible de dire si cela est significatif. Un résumé des comparaisons entre les tests est présenté au tableau 1.8. Les tests les plus efficaces sont présentés en gras. Lorsqu'il n'y a pas de différence significative entre les résultats, les tests sont présentés avec le signe d'égalité.

Tableau 1.8

Résumé du pourcentage de réduction de l'angle de Cobb par type de courbes et par sévérité selon Hamzaoglu

COURBES	Modérées (40°- 65°)	Sévères (>65°)
Thoraciques	<i>TAG (79%) = F (74%)</i> <i>(79%) = (74%)</i>	<i>TAG (52%) = F (45%)</i> <i>= SB (43%) = T (37%)</i>
Lombaires	<i>F (83%) = SB (81%)</i> <i>(83%) = (81%)</i>	<i>TAG (60%) = F (53%)</i> <i>= SB (51%) = T (40%)</i>

(TAG = Traction sous anesthésie générale, F = Inflexion latérale avec point d'appui (Fulcrum Bending), SB = Inflexion latérale volontaire (Side-Bending), T = Traction)

1.4.2.8 Résumé des méthodes

Suite à ce qui a été présenté jusqu'à maintenant, il est possible de dire, en excluant les méthodes où le patient doit être sous anesthésie générale, que les méthodes les plus efficaces pour réduire des courbes thoraciques supérieures sont le test d'inflexion latérale maximale volontaire (side-bending) pour les courbes modérées et la traction pour les courbes sévères (tableau 1.9). En effet, plusieurs auteurs (Polly and Sturm 1998; Vedantam, Lenke et al. 2000) ont démontré qu'en comparant directement les deux tests, la traction sollicite davantage les courbes sévères et le test d'inflexion latérale les courbes modérées. De plus, les autres méthodes d'évaluation sont limitées par l'emplacement des membres supérieurs. Pour ce qui est des courbes thoraciques, Klepps et Hamzaoglu ont démontré qu'elles étaient mieux sollicitées par le test d'inflexion latérale avec point d'appui, et ce peu importe l'amplitude de la courbe. Finalement, pour ce qui est des courbes lombaires, la plupart des méthodes sont jugées satisfaisantes. Or, le seul critère utilisé jusqu'à maintenant dans les études portant sur des tests d'évaluation de la flexibilité rachidienne est en fait la réductibilité des courbes et non la flexibilité qui requiert l'évaluation des forces en jeu.

Tableau 1.9

Les tests de flexibilité à utiliser selon le niveau de la courbe et de sa sévérité

COURBES	Modérées (< 60°)	Sévères (> 60°)
Hautes Thoraciques	Inflexion latérale volontaire	Traction
Thoraciques	Inflexion latérale avec point d'appui	Inflexion latérale avec points d'appui
Lombaires	Inflexion latérale volontaire / Inflexion latérale avec point d'appui	Inflexion latérale volontaire / Inflexion latérale avec point d'appui/ Traction

Un résumé de tous les méthodes conventionnelles comprenant les avantages et les inconvénients de chacune est présenté dans le tableau 1.10.

Tableau 1.10

Comparatif des principales méthodes d'évaluation de la mobilité du rachis

TEST	RÉSULTATS PAR TYPE DE COURBE				STANDARDISATION			Restrictions	Autres
	Thoraciques supérieures	Thoraciques	Thoraco-lombaire	Lombaire	Positionnement	Force			
Inflexion latérale volontaire (Side-Bending)	Meilleure méthode	Satisfaisants	Bons	Satisfaisants	Participation active du patient	· Inconnue · Variable	· Troubles mentaux · Neurologiques · Musculaires		
Décubitus dorsal (Supine)		· Donne une idée de la réduction "innée" lorsque la force de gravité n'agit plus selon l'axe du rachis · Ne fournit pas d'information sur la flexibilité maximale			· Très simple	· Mesurable · Constante	Aucune	· Meilleure prédiction de la rotation postopératoire de la DVI · 1 radiographie	
Traction	Non spécifié			· Meilleure réduction : · Courbes sévères > 60° · Moins bons résultats : · Courbes < 60°	Peut s'avérer dangereux	· Mesurable · Aucun standard	Aucune	· 1 radiographie · Dépile la courbe dans le plan frontal et sagittal	
Poussées latérales en décubitus ventral (Push-Prone)	Difficile			· Informe sur le comportement des courbes secondaires · Estimation difficile : · Courbes > 50°	Participation active des techniciens	· Inconnue · Variable · Peut être standardisée	Aucune	· 1 radiographie · Prédiction de la translation et de la rotation de la DVI · Les techniciens sont exposés aux radiations	
Inflexion latérale avec point d'appui (Fulcrum)	Difficile			· Meilleure méthode avant pour les courbes raides que flexibles	Peut parfois instable	· Mesurable · Constante	Osteogénèse imparfaite		

Rouge: Inconvénient

Vert: Avantage

DVI: Dernière V estère Instrumentée

CHAPITRE 2

ANALYSE, MÉTHODES ET RÉSULTATS

Ce chapitre présente l'analyse du problème, les méthodes et les résultats. Il s'agit d'une structure un peu particulière, puisque plusieurs grandes idées sont incluses dans un seul chapitre. Néanmoins, il en a été voulu ainsi, puisqu'il aurait été difficile dans le cadre d'un mémoire par articles d'effectuer une séparation entre ces grandes idées. Ainsi, deux articles sont inclus en annexe et résumés dans ce chapitre. Les éléments complémentaires de méthodologie et de résultats ne figurant pas dans les articles sont ajoutés à la suite, dans une nouvelle section du présent chapitre.

2.1 Cahier des charges

Le cahier des charges est une étape cruciale dans un projet de conception, puisqu'il s'agit du document dans lequel se retrouvent toutes les bases du projet. Ainsi, cette section a été bâtie avec la collaboration de deux chercheurs et de deux chirurgiens orthopédistes afin de bien cerner le sujet et de répondre adéquatement aux attentes de chacun. Les intérêts et les besoins des intervenants sont présentés en détail en annexe IV. La méthode suivie pour l'élaboration du cahier des charges est celle du déploiement de la fonction de qualité. Cette méthode permet d'obtenir un produit de qualité, donc répondant aux besoins des clients, en priorisant les attentes des clients et en les comparant aux caractéristiques du produit (Quality Function Deployment Institute, 2008). Cette section présentera donc les objectifs du projet, les besoins des clients traduits en caractéristiques techniques évaluables, les restrictions, puis la matrice d'analyse appelée « maison de la qualité » et finalement le diagramme de Pareto.

2.1.1 Objectifs

L'objectif principal du projet est de développer une méthode standardisée afin de mesurer la flexibilité de la colonne vertébrale *in vivo*. Nous croyons qu'une standardisation de la méthode permettra d'obtenir une meilleure reproductibilité des résultats puisque les forces et les déplacements seront davantage contrôlés. Ceci aura comme conséquence de diminuer la variabilité des résultats. Toutefois, avant de s'intéresser à la reproductibilité du nouveau test, nous souhaitons dans un premier temps effectuer une preuve de concept en ce qui a trait à la mesure de la flexibilité. Donc, l'étude de reproductibilité suivra, en principe, l'étude actuelle qui elle compte trois objectifs secondaires.

Objectifs secondaires (OS):

OS1 : Développer une méthode permettant de connaître les forces externes appliquées sur le patient lors du test, soit par la mesure de paramètres essentiels au calcul de ces forces, soit par une mesure directe.

OS2 : Développer un protocole de test standardisé.

OS3 : Comparer la mobilité intervertébrale obtenue à l'aide de la nouvelle méthode avec celle acquise lors du test d'inflexion latérale maximale volontaire.

2.1.2 Description et groupement des attributs clients (Besoins clients)

Les attributs clients sont en réalité les besoins exprimés par les futurs utilisateurs du test, les orthopédistes et les chercheurs (annexe IV), mais reformulés afin d'être évaluables et davantage objectifs. Le but de cette étape est d'éviter d'orienter la réflexion vers des solutions ou des idées préconçues.

Du point de vue clinique, les besoins sont surtout axés vers le plan frontal (mobilité maximale, souplesse du disque, corrélation avec la correction chirurgicale). Il est donc très important que le futur test impose une réduction des courbes scoliotiques dans ce plan. Au

niveau des deux autres plans, sagittal et transverse, il est pertinent d'observer la réaction du rachis lorsque les courbes du plan frontal sont réduites. Il est donc également important de mesurer les déformations et les déplacements dans ces deux plans complémentaires. Pour ce faire, la possibilité de visualiser le rachis en trois dimensions lors du test de flexibilité serait très appropriée. De plus, il serait préférable que le test ramène le plus de courbes possibles vers leur position physiologique (ex : poussées latérale ou traction) au lieu de les en éloigner (ex : inflexion latérale). Finalement, puisqu'il s'agit d'un test de routine, il doit être simple d'utilisation pour le personnel médical.

Du point de vue recherche, il serait intéressant de recueillir le plus d'information possible dans les trois plans de l'espace (relations forces-déplacements). De ce fait, l'imposition de rotations axiales (plan transverse) et d'un changement de forme des courbes sagittales ainsi que la mesure des forces en jeu deviennent très pertinents. De plus, l'introduction de différents types de sollicitation (traction, compression, etc.) serait favorable. Ensuite, pour certains projets de recherche bien spécifiques, il serait intéressant que le test permette de prendre des mesures particulières telles l'activité musculaire, la déformation des tissus mous ainsi que les déformations et les rotations dans le plan de courbures maximales.

Une fois exprimés adéquatement, les besoins des clients sont divisés en groupes selon leur fonction soit, dans le cas présent : les sollicitations, les mesures et les autres (tableau 2.1). Par la suite, chaque attribut reçoit une cote selon l'importance moyenne qui lui a été attribuée par le groupe de clients. Les cotes varient de 1 (faible importance) jusqu'à 5 (importance ultime).

Tableau 2.1
Regroupements des attributs clients

Groupes	Attributs	Cote
Sollicitations	Imposer une réduction des courbes scoliotiques dans le plan frontal	5
	Imposer une dérotation rachidienne (plan transverse)	5
	Imposer une correction temporaire des courbes sagittales	2
	Ramener les courbes vers une position physiologique	4
	Appliquer des efforts en tension, compression, torsion et/ou flexion	2
Mesures	Mesurer les déformations dans le plan sagittal ainsi que les rotations axiales	5
	Mesurer les forces externes transmises au patient	4
	Mesurer les déformations des tissus mous	3
	Mesurer les déplacements dans le plan sagittal ainsi que la variation de la rotation axiale	3
	Mesurer les déformations et les rotations dans le plan de courbures maximales	1
	Permettre de mesurer l'activité musculaire	1
Autres	Permettre d'effectuer une reconstruction 3D	3
	Simplicité	5

2.1.3 Restrictions

Certaines restrictions ont dues être établies pour diverses raisons. Premièrement, il est primordial que le test puisse se standardiser. En effet, pour qu'un test soit reproductible, il faut absolument que les paramètres externes soient contrôlés. Ainsi, différents techniciens pourront prendre en charge les étapes du test sans pour autant susciter des perturbations

majeures au niveau des résultats. Les paramètres externes qui devront être contrôlés sont les forces et le positionnement du patient. Les forces dont il est question ici ne sont pas nécessairement appliquées directement au rachis. Il suffit que le sujet soit soumis à ces dernières d'une quelconque manière pour qu'elles soient prises en compte dans la standardisation. Ces forces peuvent donc être apposées à la cage thoracique ou au bassin par exemple. Pour ce qui est de la position du patient, elle devra dépendre du système et non d'un mouvement volontaire de la part du sujet. Ensuite, afin d'assurer la sécurité des techniciens, le test ne doit pas demander leur participation à proximité du patient lors de la prise de la radiographie. Pour ce qui est de la sécurité des patients, les amplitudes de mouvements ne doivent pas excéder les amplitudes physiologiques (tableau 1-1). Finalement, le test doit permettre la mesure des déformations du plan frontal. En effet, il s'agit de la seule mesure prise actuellement lors des tests de flexibilité conventionnels mesurant la réductibilité des courbes scoliotiques. Il est donc essentiel que le futur test permette au minimum ce que permettent les tests conventionnels.

Voici le résumé des trois restrictions de ce projet :

R1 : Le test doit pouvoir se standardiser :

- Possibilité de contrôler les forces.
- Aucune participation active de la part du patient.

R2 : Le test doit être sécuritaire :

- Aucune participation de la part d'un technicien à proximité du patient lors de la prise de la radiographie.
- Amplitudes de mouvement du patient limitées aux amplitudes physiologiques.

R3 : Le test doit permettre la mesure des déformations dans le plan frontal

2.1.4 Spécifications techniques

Afin d'évaluer efficacement les attributs clients, il est indispensable de définir des caractéristiques techniques auxquelles seront associées des valeurs et des unités (tableau 2-

2). Premièrement, le futur test tentera d'imposer une réduction des courbes scoliothiques dans le plan frontal. Cette réduction sera évaluée en pourcentage par rapport à la valeur préopératoire de l'angle de Cobb. Puisqu'il est impossible de prédire la réduction obtenue par de nouveaux concepts qui n'ont encore jamais été testés, une étude clinique sera menée pour évaluer précisément le pourcentage de réductibilité de chaque méthode prometteuse retenue. Toutefois, afin de limiter le nombre de ces études, un premier tri sera fait suite au remue-méninge afin de ne retenir que les deux concepts les plus prometteurs.

De plus, selon la littérature, la réductibilité moyenne dans le plan frontal dépend du type de courbe en jeu (localisation et amplitude). C'est pourquoi, cette caractéristique technique sera évaluée différemment pour les courbes thoraciques et les courbes thoracolombaires/lombaires. Les valeurs minimales choisies sont celles obtenues par Klepps (Klepps, Lenke et al. 2001) suite au positionnement en décubitus dorsal. Or, elles ont été arrondies pour faciliter l'évaluation. Ainsi, la réduction moyenne pour les courbes thoraciques et thoracolombaires/lombaires devra être supérieure à 20% et 30% respectivement afin de récolter des points lors de l'évaluation.

Il sera également souhaité que le test puisse imposer une dérotation rachidienne. Cet attribut client sera également évalué à l'aide de l'étude clinique mentionnée précédemment et cela pour les mêmes raisons. L'idéal serait que le futur test de flexibilité réduise les rotations axiales au maximum. Il faudrait donc que ce test sollicite le rachis de manière à ramener à zéro les rotations axiales indésirables. Pour cela, une valeur minimale de 5° dans le sens de la correction est jugée satisfaisante pour s'assurer qu'une certaine dérotation soit présente et pour que le test acquiert des points dans l'évaluation. Cette rotation sera évaluée par rapport au plan frontal au niveau de la vertèbre apicale, celle présentant la rotation axiale maximale.

Pour ce qui est des corrections temporaires dans le plan sagittal, comme précédemment, elles seront évaluées par le nombre de degrés parcourus dans le sens de la correction. Une fois de plus, afin de s'assurer qu'un mouvement est bien présent, la valeur minimale du mouvement sera fixée à 5°.

Le 4^e attribut client consiste à ramener le rachis vers la position dite neutre ou normale. En d'autres mots, il faut diminuer l'amplitude des courbes scoliotiques dans le plan frontal, diminuer la rotation axiale indésirable et réintégrer la plage des amplitudes physiologiques dans le plan sagittal. Il s'agit donc d'un résumé des trois premiers attributs qui ont déjà été abordés. Cependant, il est possible qu'un test réduise convenablement une courbe, mais en amplifie une autre (le test d'inflexion latérale par exemple). Cet attribut s'intéressera donc au nombre de courbes réduites lors d'un même mouvement. Les courbes considérées sont les thoraciques et les thoracolombaires/lombaires dans le plan frontal et transverse (rotations) ainsi que les cyphoses et lordoses dans le plan sagittal. Ainsi, le nombre de courbes maximales qu'il sera possible de réduire est égal à 2 dans chacun des plans pour un total de 6 courbes. Afin d'éviter les complications liées au nombre de courbes structurelles présentes chez un patient en particulier, la présence de déformations scoliotiques à tous les niveaux ne sera pas nécessaire. Par conséquent, un patient possédant plus de 2 courbes scoliotiques dans le plan frontal (haute thoracique, thoracique et lombaire) ne verra pas la totalité de ses courbes considérées (thoraciques et thoracolombaires/lombaires seulement). De plus, un patient ne présentant qu'une seule courbe scoliotique sera évalué en imaginant la présence d'une deuxième courbe d'orientation opposée. Somme toute, le paramètre évalué sera le nombre de courbes corrigées (0 à 6). Le seuil est fixé à 0, donc le concept gagnera des points dès qu'une courbe se réduira.

Ensuite, il serait souhaitable que le test applique des efforts en tension, compression, torsion et/ou flexion à l'ensemble de la colonne vertébrale. En effet, il est essentiel qu'une sollicitation soit présente afin de calculer la flexibilité (relation force-déplacement) dans un plan donné. Donc, si les forces appliquées au rachis sont multiples, il sera possible de calculer davantage de relations. De plus, il sera possible de corréler différents types de comportement aux modes de chargement. L'évaluation de cette caractéristique sera donc basée sur le nombre d'efforts, parmi les 4 énumérés ci-dessus, présent dans le nouveau test (0 à 4). Le test recevra des points s'il présente au moins un type d'effort (seuil = 0).

Afin de ne privilégier aucune technique de mesures au détriment des autres, que se soit pour les déformations, les déplacements ou les forces, les attributs clients de la catégorie « mesures » seront évalués par un système binaire de possibilités. Cela signifie qu'aucun point ne sera accordé si le test ne permet pas l'obtention de la mesure en question et que tous les points seront alloués si le test offre cette possibilité.

La mesure de l'activité musculaire, pour sa part, est une procédure relativement longue qui ne fournit pas beaucoup d'information utile d'un point de vue clinique. Il ne s'agit donc pas d'une mesure qui sera intégrée dans le protocole routinier du test. Or, d'un point de vue recherche, cette information peut s'avérer indispensable pour certains projets. Il serait donc intéressant que le test permette de mesurer l'activité musculaire afin de pouvoir bénéficier de cette information lorsque le besoin se présente. Cette spécification technique sera donc évaluée par un mode binaire en ce qui a trait à la possibilité d'effectuer la mesure. Dans un même ordre d'idée, la reconstruction 3D sera également évaluée par un mode binaire. L'évaluation de cette caractéristique dépendra beaucoup du positionnement du patient, de l'espace nécessaire pour effectuer la totalité du test et des modalités d'imageries choisies.

Le dernier attribut client, la simplicité, est une caractéristique essentielle de conception, puisque le test en question s'effectue sur une base routière. La conception d'un protocole trop complexe et fastidieux aura des répercussions négatives autant sur le temps des employés que sur les coûts. Cette caractéristique sera évaluée par le nombre d'étapes nécessaires pour mener le test à terme. Une étape est comptée à chaque fois qu'une action est accomplie durant le test, par exemple : un mouvement de la part du patient, la prise d'une radiographie, le mouvement d'un appareil, etc. Le nombre maximal d'étape a été fixé à 20. Le tableau 2.2 résume les caractéristiques techniques abordées précédemment ainsi que les valeurs seuils.

Tableau 2.2

Définition des caractéristiques techniques

Attributs client	Caractéristiques techniques	Limite	Valeur		Unité
1. Sollicitations					
Imposer une réduction des courbes scoliotiques dans le plan frontal	Pourcentage moyen de réduction (Frontal)	min	Thoracique	20	%
			Thoraco. \ Lombaire	30	
Imposer une dérotation rachidienne	Amplitude de la dérotation (Transverse)	min	5		Deg (°)
Imposer une correction temporaire des courbes sagittales	Correction temporaire moyenne (Sagittal)	min	Thoracique	5	Deg (°)
			Thoraco. \ Lombaire	5	
Ramener les courbes vers une position physiologique	Nombre de courbes réduites	min	0		-
Appliquer des efforts en tension, compression, torsion et/ou flexion	Nombre de types d'efforts appliqués	min	0		-
2. Mesures					
Mesurer les déformations dans le plan sagittal ainsi que les rotations axiales	Nombre de mesures possibles	min	0		-
Mesurer les forces externes transmises au rachis	Oui/Non	-	-		-
Mesurer les déformations des tissus mous	Oui/Non	-	-		-

Tableau 2.2

Définition des caractéristiques techniques (Suite)

Attributs client	Caractéristiques techniques	Limite	Valeur	Unité
2. Mesures				
Mesurer les déplacements dans le plan frontal et sagittal ainsi que la variation de la rotation axiale	Nombre de mesures possibles	min	0	-
Mesurer les déformations dans le plan de courbure maximale	Oui/Non	-	-	-
Permettre de mesurer l'activité musculaire	Oui/Non	-	-	-
3. Autres				
Permettre d'effectuer une reconstruction 3D	Oui/Non	-	-	-
Simplicité	Nombre d'étapes	max	20	-

2.1.5 Maison de la qualité

Les attributs clients et les caractéristiques techniques décrits précédemment ont été reportés dans une maison de la qualité (figure 2.1) pour faciliter la construction ultérieure d'un barème d'évaluation (tableau 2.3). Tout d'abord, les liens existants entre les différents attributs clients et les caractéristiques techniques ont été évalués et cotés selon le même système d'importance que celui utilisé pour hiérarchiser les attributs clients (tableau 2.1). Logiquement, tous les attributs clients ont une corrélation de 5 (très grande importance) avec la caractéristique technique qui l'évalue. C'est pourquoi, afin de simplifier la lecture de

ce qui suit, les justifications ci-dessous ne font pas mention de ces corrélations. Ainsi, les corrélations pour chacun des attributs clients se résument comme suit :

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
		Pourcentage moyen de réduction dans le plan frontal	Amplitude de déviation	Correction temporaire moyenne dans le plan sagittal	Nombre de courbes réduites	Nombre de types d'efforts appliqués	Nombre de mesures possibles (Déformations et rotation)	Mesure des forces transmises	Mesure des déformations des tissus mous	Nombre de mesures possibles (Déplacements et variation de rotation)	Mesure des déformations dans le plan des déformations maximales	Permettre la mesure de l'activité musculaire	Effectuer une reconstruction 3 D	Nombre d'étape
Sollicitations	Imposer une réduction des courbes scoliotiques dans le plan frontal	5	5	3		3	1							-1
	Imposer une déviation rachidienne	5	3	5		3	1							-1
	Imposer une correction temporaire des courbes sagittales	2			5	1	1							-1
	Ramener les courbes vers une position physiologique	4	3	3	1	5								
	Appliquer des efforts en tension, compression, torsion et/ou flexion	2					5							-3
Mesures	Mesurer les déformations dans le plan sagittal ainsi que les rotations axiales	5					5			5			3	-1
	Mesurer les forces externes transmises au rachis	4					-1	5						-1
	Mesurer les déformations des tissus mous	3							5					-1
	Mesurer les déplacements dans le plan frontal et sagittal ainsi que la variation de la rotation axiale	3	3	3	3			5			5		1	-1
	Permettre de mesurer les déformations dans le plan de courbure maximale	1										5	1	-1
	Permettre de mesurer l'activité musculaire	1											5	
Autres	Permettre d'effectuer une reconstruction 3D du rachis	3											5	
	Simpléce	5					-1	-1	-3	-3	-1	-1		5
Valeur		•	5	5	0	0	0	•	•	•	•	•	•	20
Unité de mesures		%	Deg	Deg	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
Facteur d'importance (Valeur algébrique)		61	61	23	52	13	35	5	0	35	0	5	34	-9
Facteur d'importance (Valeur absolue)		61	61	23	52	31	45	35	30	40	10	5	34	59
Importance relative (%)		13	13	5	11	6	9	7	6	8	2	1	7	12

Figure 2.1 *Maison de la qualité.*

• **Imposer une réduction des courbes scoliotiques dans le plan frontal :** Puisqu'il existe un couplage entre la rotation axiale des vertèbres et la déformation scoliotique dans le plan frontal, il est évident qu'une dérotation axiale favorisera la réduction des courbes scoliotiques dans le plan frontal également. Deuxièmement, si un grand nombre de courbes se corrigent lors du test, il y a une haute probabilité que les courbes du plan frontal se corrigent aussi. Il y a donc encore une fois un lien positif. Ensuite, plus il y aura de types d'efforts appliqués, plus il y aura de chance qu'une réduction des courbes dans le plan frontal soit imposée au rachis. Cependant, ces efforts peuvent être appliqués dans les trois plans de l'espace et l'effet sur le plan frontal n'est pas assuré. C'est pour cela que le lien est jugé faible. Finalement, l'imposition d'une réduction demande obligatoirement l'ajout d'un type de sollicitations ou d'efforts, donc l'ajout d'au moins une étape dans le protocole de test. Or, l'objectif est de diminuer ce nombre d'étapes afin d'augmenter la simplicité. Il s'agit donc d'un lien négatif, puisque les objectifs recherchés sont contradictoires. Pour sa part, la correction temporaire moyenne dans le plan sagittal n'a pas été jugée comme ayant un effet sur la réduction des courbes dans le plan frontal, puisque le couplage entre ces deux plans est moins évident que celui entre le plan frontal et le plan transverse.

• **Imposer une dérotation rachidienne :** L'existence du couplage permet à nouveau de relier la réduction des courbes du plan frontal à la dérotation axiale. De plus, pour les mêmes raisons que celles mentionnées précédemment, le nombre de courbes corrigées ainsi que le nombre de types d'efforts appliqués sont corrélés à cet attribut. Pour terminer, il existe un lien négatif avec le nombre d'étapes du protocole de test, puisque ce dernier augmentera systématiquement d'une étape pour la sollicitation en rotation.

• **Imposer une correction temporaire des courbes sagittales :** Encore une fois, le nombre de courbes corrigées influencera cet attribut client. Toutefois, la corrélation est moins forte que précédemment, car l'existence d'un couplage avec le plan sagittal n'est pas évidente dans la littérature. Donc, seules les corrections directes auront une influence. Finalement, le nombre de type d'effort appliqué et le nombre d'étapes sont de nouveau corrélés avec cet attribut.

• **Ramener les courbes vers une position physiologique** : Pour que le rachis revienne à une position physiologique, il faut que les déformations dans les trois plans de l'espace se réduisent. La réduction des courbes dans le plan frontal, sagittal et transverse (rotations) est donc fortement liée avec cet attribut client. Néanmoins, puisque l'existence d'un couplage avec le plan sagittal est moins évidente que pour le plan frontal et transverse, la réduction dans le plan sagittal aura sûrement un impact moindre. C'est pourquoi, la corrélation a été jugée plus faible. Finalement, cet attribut n'est pas relié au nombre de types d'efforts appliqués, puisque les sollicitations imposées peuvent aussi bien éloigner le rachis d'une position physiologique que de l'en approcher. Il n'est pas non plus relié au nombre d'étapes du protocole de test. En effet, il est la conséquence des sollicitations déjà existantes dans chacun des plans de l'espace. Donc, aucune nouvelle sollicitation n'a besoin d'être ajoutée pour répondre à cet attribut client.

• **Appliquer des efforts en tension, compression, torsion et/ou flexion** : La sollicitation du rachis selon ces quatre cas de figure augmentera indubitablement la complexité du test. Or, l'objectif étant de diminuer le nombre d'étapes, ceci engendre un effet contradictoire d'où la présence d'un signe négatif.

• **Mesurer les déformations dans le plan sagittal ainsi que les rotations axiales** : S'il est possible de mesurer les déplacements dans le plan sagittal, il est automatiquement possible de mesurer les déformations. En effet, les déformations sont nécessaires au calcul des déplacements. De plus, les rotations axiales sont très difficilement mesurables avec précision sur une image 2D. Par conséquent, une reconstruction 3D aiderait beaucoup la mesure de cet attribut client. Finalement, toutes mesures de déformations ou de déplacements compliquent le protocole de test en demandant la prise d'une radiographie dans un plan bien défini et à un temps précis. Il y a donc un lien négatif entre cet attribut client et le nombre d'étapes du test de flexibilité.

- **Mesurer les forces externes transmises au rachis :** Il est évident que plus il y aura de types d'efforts appliqués, plus il sera long et complexe de tout mesurer. En effet, l'introduction d'instrument de mesures entraîne fort probablement l'ajout de manipulations. Bien que la calibration et l'entretien ne seront pas effectués à toutes les fois que le test sera mené, la prise de mesure le sera. Puisqu'il s'agit de manipulations simples et rapides, la corrélation est seulement de faible intensité, mais avec un lien négatif dans les deux cas.

- **Mesurer les déformations des tissus mous :** Les tissus mous (disques intervertébraux et ligaments) sont généralement visualisés à l'aide d'une forme d'imagerie différente de ce qui est utilisé pour les os. Par conséquent, le fait d'utiliser deux types d'imagerie augmentera la complexité du test. De la même façon que les attributs clients précédents, une restriction dans le nombre d'étapes possible hypothéquera cette mesure. Il s'agit donc d'un lien négatif.

- **Mesurer les déplacements dans le plan frontal et sagittal ainsi que la variation de la rotation axiale :** Pour pouvoir mesurer des déplacements ou une variation quelconque sur le rachis d'un patient scoliotique, il faut que quelque chose bouge. Il faut aussi disposer de l'information concernant l'état avant et après le mouvement. C'est pourquoi, le fait de pouvoir effectuer plusieurs mesures de déformation est fortement corrélé avec cet attribut client. En fait, si les mesures de déformations sont impossibles, celles des déplacements le seront également. Aussi, plus le pourcentage de réduction des courbes scoliotiques dans le plan frontal, l'amplitude de dérotation et la correction temporaire dans le plan sagittal seront importants, plus il sera facile de mesurer des déplacements. En effet, l'influence de l'incertitude sur les mesures devient moins importante lors de grands mouvements. De plus, en facilitant le calcul de la rotation axiale, la reconstruction 3D facilitera également la mesure de la variation de rotation axiale. Il s'agit d'une corrélation de deuxième niveau, qui est déjà considérée dans la mesure des déformations, d'où la faible intensité du lien. Finalement, l'ajout d'une image précédant le mouvement augmentera le nombre d'étapes du test.

- **Mesurer les déformations dans le plan de courbure maximale :** La reconstruction 3D peut aider à localiser facilement le plan de courbure maximale. Si la reconstruction 3D n'est pas disponible, la prise d'une image ainsi que la localisation du plan augmentera le nombre d'étapes du test.

- **Permettre de mesurer l'activité musculaire :** La mesure de l'activité musculaire est une procédure complexe demandant beaucoup de temps pour l'installation des électrodes. Cependant, cette mesure ne sera pas faite systématiquement. En effet, cet attribut client stipule simplement qu'il serait bien d'avoir la possibilité d'effectuer la mesure si cela s'avère nécessaire. Cette mesure sera donc seulement prise si un projet de recherche précis s'intéresse aux forces musculaires générées. Il n'y a donc pas de lien avec le nombre d'étapes du test, puisque cela ne modifie pas le test de routine.

- **Permettre d'effectuer une reconstruction 3D :** Il n'existe aucun lien corrélant cet attribut client. En effet, même si la reconstruction 3D requiert généralement deux radiographies prises dans des vues différentes, le nombre d'étapes ne s'en trouve pas modifié puisqu'il s'agit d'une étape optionnelle au test de routine.

- **Simplicité :** Cet attribut est en lien négatif avec plusieurs caractéristiques techniques. Le paramètre qui affecte le plus le nombre d'étapes nécessaires pour effectuer le test est sans aucun doute la mesure des déformations des tissus mous. Cet attribut client demande habituellement une forme d'imagerie particulière qui peut augmenter considérablement la durée du test. Toutefois, le système de radiographie EOS (Dubouset, Charpak et al. 2005) permet à la fois de visualiser les disques intervertébraux, les tissus mous les plus intéressants dans le cas de l'évaluation de la flexibilité rachidienne, tout en conservant une bonne simplicité. Cependant, il s'agit d'une forme d'imagerie bien spécifique qui n'est pas disponible dans tous les hôpitaux. Donc, le lien négatif sera maintenu pour ne tenir compte que des types d'imagerie les plus conventionnels. La mesure des forces transmises au rachis peut également avoir un impact très important s'il faut installer du matériel particulier pour effectuer les mesures. Ensuite, il est évident que plus le nombre de types d'efforts appliqués

est grand, plus il y a de manipulations. De plus, les mesures de déformations demandent la prise d'une radiographie suite au mouvement, celles des déplacements en demandent une en position debout avant le mouvement et celles dans le plan des déformations maximales en demandent une dans un plan en particulier si le 3D n'est pas disponible. Ce sont toutes des mesures qui feront en sorte que le nombre d'étapes entrant dans la composition du protocole augmentera.

2.1.6 Analyse de la maison de la qualité

Le classement des caractéristiques techniques est relativement cohérent avec la hiérarchisation des attributs spécifiés par le client. En effet, 3 caractéristiques techniques ressortent de la maison de la qualité comme étant les plus importantes. Il s'agit du pourcentage moyen de réduction des courbes dans le plan frontal, de l'amplitude de dérotation et du nombre d'étapes requises afin d'effectuer la totalité du protocole. Elles ont obtenue un poids relatif de 12% à 13% et chacune d'elles est liée à un attribut client détenant une cote de 5. Le dernier attribut client coté 5 se retrouve au 5^{ème} rang d'importance avec un poids relatif de 9%, ce qui est relativement près des autres attributs de même importance. Ainsi, la maison de la qualité confirme que ces quatre attributs clients sont des paramètres primordiaux à considérer lors de l'élaboration et de l'évaluation des solutions potentielles.

Les deux attributs clients coté 4, ramener les courbes vers une position physiologique et mesurer les forces externes transmise au rachis, ont reçu respectivement un poids relatifs de 11% (4^{ème} rang) et de 7% (6^{ème} rang). Il s'agit de la catégorie où il y a la plus grande différence de pourcentage. De plus, l'attribut client qui tend à ramener les courbes scoliothiques vers une position neutre se retrouve avec un plus grand poids relatif qu'un des attributs coté 5, tandis que le second attribut (7%) se retrouve ex æquo avec les attributs côtés 3. En effet, tous les attributs clients cotés 3 présentent des poids relatifs variant entre 6% et 8%. Cependant, la faible différence entre les valeurs extrêmes des 2 groupes (6% à 11%) permet tout de même de qualifier le classement de cohérent.

Ensuite, les deux attributs clients cotés 2, appliquer différents types d'efforts et imposer une correction temporaire des courbes dans le plan sagittal, se retrouvent respectivement avec un poids relatif de 6% et 5%.

Pour terminer, les caractéristiques se retrouvant aux derniers rangs (12^{ième} et 13^{ième} rang) sont les 2 qui sont associées à un attribut coté 1. Il s'agit de la mesure des déformations dans le plan des déformations maximales (2%) et de la possibilité de mesurer l'activité musculaire (1%). De nouveau, la maison de qualité vient confirmer la hiérarchisation des attributs clients. Le diagramme de Pareto (figure 2.2) présente les caractéristiques techniques en ordre d'importance pour en faire ressortir l'importance relative de chacune.

La courbe d'effets cumulés, insérée dans le diagramme, présente une tendance pratiquement linéaire pour les 5 premières caractéristiques techniques ainsi que pour les 5 suivantes. Les droites pointillées (bleue et verte) montrent bien cette tendance pour chacun des groupes. Le diagramme de Pareto montre également que les 3 dernières caractéristiques techniques possèdent toutes une importance relative minime. Elles pourraient donc être supprimées de la liste des attributs clients sans pour autant générer un impact important sur l'évaluation des solutions. En effet, sans ces caractéristiques, l'importance cumulée atteint encore un fort pourcentage (92%). Donc, afin de simplifier la future analyse des concepts, ces trois caractéristiques techniques ne seront plus considérées. L'évaluation sera faite à l'aide des dix premières caractéristiques techniques.

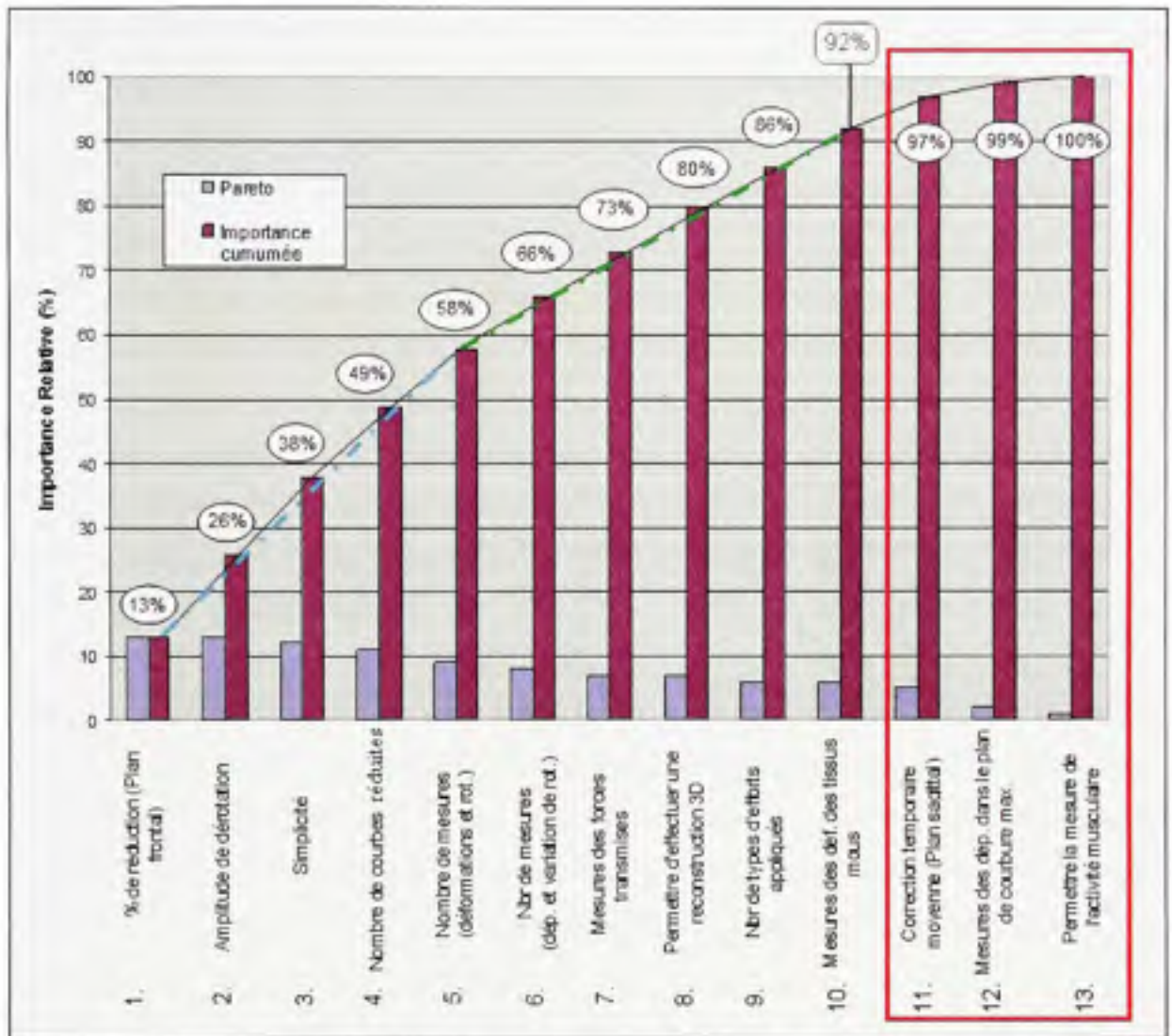


Figure 2.2 Diagramme de Pareto.

2.1.7 Barème d'évaluation

Des balises d'évaluations ont été identifiées pour chacune des caractéristiques techniques précédentes afin de faciliter le choix de la solution finale (tableau 2.3). La pondération de chaque caractéristique provient de la maison de la qualité et représente son importance dans la conception du nouveau test. Des cotes variant entre 0 et 3 seront ensuite attribuées selon la performance du test à une caractéristique technique particulière.

Pour la première caractéristique technique, le pourcentage moyen de réduction des courbes dans le plan frontal, deux cotes par test évalué seront données. La première cote sera associée à la réduction moyenne des courbes thoraciques et la seconde à celle des courbes lombaires/thoracolombaires. Les intervalles de performance ont été définis en se basant sur les données récoltées par Klepps (Klepps, Lenke et al. 2001) (annexe III). Ainsi, le test évalué n'obtiendra aucun point s'il réduit les courbes scoliotiques en deçà de la réduction obtenue par le test de décubitus dorsal (20% pour les courbes thoraciques et 30% pour les courbes lombaires/thoracolombaires). En contrepartie, il obtiendra tous les points s'il réduit les courbes au-delà des réductions obtenues par le test d'inflexion latérale avec points d'appui (50% et 60% respectivement), soit le test sollicitant le plus les courbes scoliotiques selon Klepps. Dans les deux types de courbes, les intervalles de performance augmentent par tranche de 15% de réduction.

Pour ce qui est de la seconde caractéristique technique, l'amplitude de dérotation rachidienne, les performances ont été définies avec des intervalles de 5° en débutant avec un minimum également de 5°. La valeur requise pour obtenir tous les points est donc de 15°, amplitude de rotation associée à un angle de Cobb dans la région thoracique d'environ 40° (figure 1.14). Une dérotation de cette ampleur peut raisonnablement être associée à une note parfaite.

Ensuite, pour le nombre de courbes réduites, les intervalles de performance ont été gradués uniformément par 2. Puisque le maximum de courbes pouvant se réduire a été défini à 6, cela implique qu'un test générant une réduction pour 1 ou 2 courbes obtiendra 1 point, pour 3 ou 4 courbes, 2 points et pour 4 ou 6 courbes, 3 points. Le même fonctionnement s'applique pour le nombre de type d'effort, à l'exception qu'ils sont gradués par intervalles de 1. Donc, chaque type d'effort additionnel fournira un point supplémentaire, et ce jusqu'à l'obtention de 3 efforts distincts. La valeur cible est donc fixée à 3.

Pour la section des mesures, les caractéristiques techniques seront évaluées selon un système binaire. Ceci signifie qu'un jugement sera porté sur le fait qu'il soit possible ou non

d'effectuer cette mesure avec un test spécifique. Ainsi, pour deux des quatre caractéristiques techniques (la mesure des forces transmises au rachis et la mesure des déformations des tissus mous) le test obtiendra une cote de 3 si la mesure est possible et de 0 si la mesure ne peut pas être réalisée. Pour les deux caractéristiques techniques restantes dans cette section, les intervalles de performance sont gradués par le nombre de mesures d'une certaine nature qu'il sera possible de réaliser.

Pour ce qui est de la dernière section, le système d'évaluation binaire est de nouveau utilisé. Ainsi, la possibilité d'effectuer une reconstruction 3D sera cotée selon cette méthode d'évaluation. Finalement, la dernière caractéristique technique est le nombre d'étapes du protocole. Le but recherché ici est de diminuer le nombre d'étapes afin d'augmenter la simplicité. Ainsi, un test requérant plus de 20 étapes n'obtiendra aucun point. Un test requérant de 10 à 20 étapes obtiendra une cote de 1. Les deux autres intervalles de performances ont été gradués par 5 étapes. Ainsi, entre 5 et 10 étapes le test sera coté 2 et avec moins de 5 étapes, il obtiendra tous les points.

Tableau 2.3

Barème d'évaluation

Caractéristiques techniques	Pondération (%)		O	Cible	Cote	Performance
Sollicitations		43				
Pourcentage moyen de réduction dans le plan frontal	13		↑	Thoracique (50%)	3	$C > 50$
					2	$35 < C \leq 50$
					1	$20 < C \leq 35$
					0	$C \leq 20$
				Thoraco. \ Lombar (60%)	3	$C > 60$
					2	$45 < C \leq 60$
					1	$30 < C \leq 45$
					0	$C \leq 30$
Amplitude moyenne de dérotation	13		↑	15°	3	$R > 15$
					2	$10 < R \leq 15$
					1	$5 < R \leq 10$
					0	$R \leq 5$

Tableau 2.3
Barème d'évaluation (Suite)

Caractéristiques techniques	Pondération (%)		O	Cible	Cote	Performance
Sollicitations		43				
Nombre de courbes corrigées	11		↑	4	3	$4 < NC \leq 6$
					2	$2 < NC \leq 4$
					1	$0 < NC \leq 2$
					0	$NC = 0$
Nombre de types d'efforts appliqués	6		↑	3	3	≥ 3
					2	2
					1	1
					0	0
Mesures		30				
Nombre de mesures possibles (A) : ◦ Déformations (sagittal) ◦ Rotations axiales	9		↑	2	3	2
					1,5	1
					0	0
Mesurer les forces transmises au rachis	7		-	-	3	Oui
					0	Non
Mesurer les déformations des tissus mous	6		-	-	3	Oui
					0	Non
Nombre de mesures possibles (B) : ◦ Déplacements (frontal) ◦ Déplacements (sagittal) ◦ Rotations axiales	8		↑	3	3	3
					2	2
					1	1
					0	0
Autres		19				
Permettre d'effectuer une reconstruction 3D	7		-	-	3	Oui
					0	Non
Nombre d'étapes	12		↓	5	3	$NE \leq 5$
					2	$5 < NE \leq 10$
					1	$10 < NE \leq 20$
					0	$NE > 20$

2.2 Description des concepts prometteurs

Suite à l'analyse du problème, une recherche de solutions méticuleuses de type remue-ménages (annexe IV) a été réalisée. Cette recherche s'est faite en groupe, avec les mêmes personnes qui ont participé précédemment à l'identification des besoins. De cette recherche, cinq concepts prometteurs ont vu le jour. Il s'agit des concepts présentés ci-dessous.

2.2.1 Concept 1 : Suspension par l'intermédiaire d'un harnais

Il s'agit d'une traction verticale (figure 2.3) accomplie par l'intermédiaire d'un harnais (5) maintenant solidement le patient sous les bras, au niveau des aisselles. Afin d'éviter qu'une élévation des membres supérieurs provoque le glissement du harnais vers le haut, des sangles (2) ont été disposées pour attacher chacun des bras au dispositif principal, stabilisant ainsi l'équipement. De plus, de petites poignées au niveau des bretelles (non représentées sur le croquis) permettent au patient de se maintenir solidement. Toutefois, ces poignées servent davantage à stabiliser les avant-bras qu'à maintenir le patient. Ainsi, la traction est effectuée sans la participation active de la part du sujet, ni contraction musculaire importante. De plus, l'effort de traction se répartit du point de soutien, sous les bras, jusqu'aux dernières vertèbres du rachis (\approx T4 à S1). Afin de solliciter le segment cervical (C1 à C7), un collet de traction (1) peut être joint au harnais. Cependant, le segment rachidien T1 à T4 demeure moins sollicité. De plus, la force de traction ne s'obtient pas directement. En effet, pour connaître la force agissant à S1, il faudra estimer le poids des membres inférieurs.

Dans le but de maximiser la réduction des courbes scoliotiques, il est possible d'imposer une rotation axiale au tronc en plus de la traction initiale. En effet, le patient est maintenu dans les airs par des tiges rigides (4), ce qui assure l'immobilité des épaules en rotation. Quant à la partie inférieure du corps, elle est ancrée à une structure (3) pouvant pivoter à partir du sol selon l'axe longitudinal (axe A). La fixation se fait par des courroies (6) s'enroulant individuellement autour de chacune des cuisses.

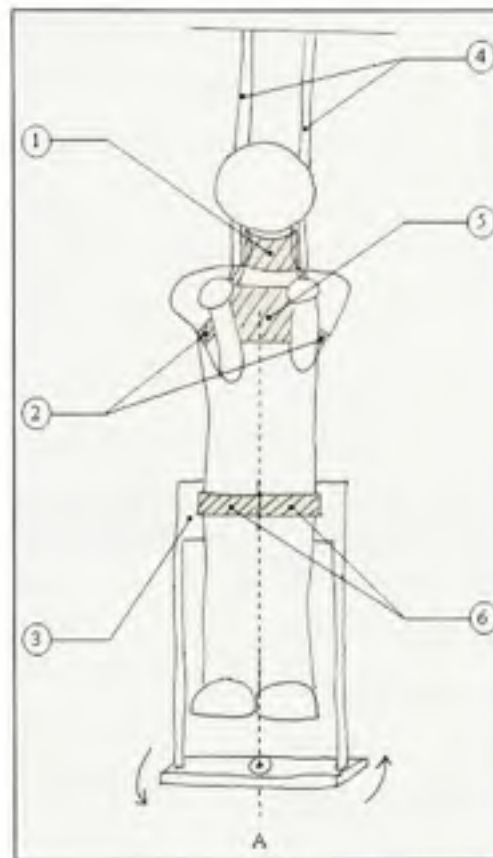


Figure 2.3 *Concept 1 : Traction par l'intermédiaire d'un harnais.*

Il est essentiel d'obtenir des représentations claires du rachis. La position des bras a donc été choisie de manière à libérer les principaux axes d'imagerie, soit le plan frontal et sagittal. Pour ce qui est de la région lombaire, elle est libre de toutes interférences et ce par le choix du site d'attache de la partie inférieure du corps. En effet, un ancrage au niveau du haut des cuisses permet d'imposer une rotation axiale et d'en mesurer l'amplitude tout en étant situé complètement hors du champ de l'image. De plus, comme la position du patient est verticale, il est envisageable d'utiliser un nouveau système d'acquisition en position debout et à basses doses de radiation appelé EOS (Dubousset, Charpak et al. 2005) comme modalité d'imagerie. Ce système permet l'acquisition rapide et simultanée des vues de face et de profil d'un patient en position debout. Il se distingue des techniques plus conventionnelles d'imagerie par une réduction très marquée de la dose de rayons X délivrée au patient. En effet, la dose reçue au niveau de la peau est réduite d'un facteur 8 à 10

(Dubousset, Charpak et al. 2005) comparé à la radiologie conventionnelle du tronc pour des examens de face et de profil. En plus de diminuer la quantité de radiation perçue par le sujet, cette modalité permet d'effectuer une reconstruction 3D de la colonne vertébrale.

Le tableau 2.4 résume les avantages et les inconvénients de ce concept.

Tableau 2.4

Avantages et inconvénients du concept 1

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Rotation axiale bien répartie. • Possibilité de solliciter 2 DDL : <ul style="list-style-type: none"> → Traction → Rotation • Possibilité d'utiliser le système EOS. • Possibilité d'images : <ul style="list-style-type: none"> → Plan frontal → Plan sagittal → Déformations maximales • Forces mesurables (poids). 	<ul style="list-style-type: none"> • Traction mal répartie. (aucun chargement de T1 à T4) • Estimation requise pour le calcul des forces • Reproductibilité discutable pour l'imposition de la rotation axiale

2.2.2 Concept 2 : Suspension inverse par le bassin

Ce concept (figure 2.4) utilise la traction comme mode de réduction des courbes scoliotiques. Toutefois, contrairement à l'idée du harnais, le patient est maintenant positionné la tête vers le bas. Cette inversion permet de soumettre la totalité du rachis à un effort de traction tout en évitant de solliciter de manière dangereuse la tête et le cou. La majorité du poids du patient est donc soutenu par un coussin horizontal (6) où vient s'appuyer la surface avant des cuisses. Ces dernières sont sécurisées à l'aide de courroies individuelles (5) et d'un coussin cylindrique (1) placé derrière les genoux. Le coussin horizontal est maintenu à chaque extrémité par une poutre (2) relié au pied (3) de la

structure. De plus, il a la capacité de pivoter selon l'axe A, permettant ainsi au patient d'adopter la position inverse et de se relever plus facilement. Suite au positionnement inverse, les épaules du sujet sont attachées par des sangles (7) à une construction rigide pouvant pivoter (4) selon l'axe longitudinal (axe B). Par conséquent, il est possible de soumettre le patient à une traction complète due à la gravité ainsi qu'à une rotation axiale mesurable et bien répartie sur la totalité du rachis. De plus, la force mesurée au point d'appui des cuisses est également la force stimulant la première vertèbre lombaire, ce qui rend facile la mesure des forces.

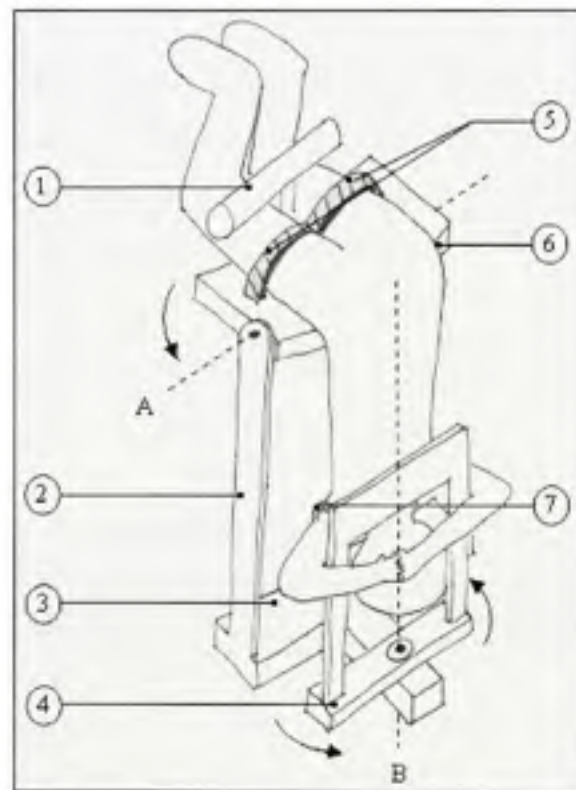


Figure 2.4 *Concept 2 : Suspension inverse par le bassin.*

Cependant, une fois positionné sur cet appareil, le patient présente une flexion du bassin d'environ 90° . Cette flexion peut engendrer des modifications importantes dans la forme du rachis, surtout au niveau de la région lombaire. Cette situation n'est pas recommandée, sans compter que dans cette position, les cuisses se retrouvent dans le champ du plan frontal pour ce qui est de l'imagerie. De plus, le coussin horizontal et la structure pivotante devront

absolument être radiotransparents afin de permettre la prise d'une image dans le plan frontal. Pour ce qui est du plan sagittal, rien ne fait obstacle à la prise d'une image de qualité. Or, pour les autres plans, il sera difficile de trouver un angle parfait. En effet, le système de rotation axiale (4) du tronc ou la structure (2) supportant le coussin rectangulaire risque d'obstruer considérablement l'image à moins d'opter pour des pièces complètement radio-transparentes et ce dans toutes les directions. Néanmoins, il existe un avantage considérable du point de vue de l'imagerie. En effet, tout comme le concept précédent, le système EOS peut être considéré. Or, la qualité des images et de la reconstruction 3D risque d'être moindre, compte tenu des interférences possibles.

Finalement, la position inverse est un inconvénient majeur de ce concept. En effet, certaines personnes ne peuvent pas être maintenues la tête vers le bas, même pour quelques secondes, sans éprouver des étourdissements et un certain inconfort. De plus, certaines personnes peuvent avoir peur de se retrouver dans une telle position.

Le tableau 2.5 résume les avantages et les inconvénients de ce concept.

Tableau 2.5

Avantages et inconvénients du concept 2

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Traction complète. • Rotation axiale bien répartie. • Forces facilement mesurables. • Possibilité de solliciter 2 DDL : <ul style="list-style-type: none"> → Traction → Rotation • Possibilité d'utiliser le système EOS. • Possibilité de radiographie dans le plan sagittal. 	<ul style="list-style-type: none"> • Position inconfortable (tête vers le bas), pouvant causer de la peur chez certains patients. • Flexion du bassin ($\approx 90^\circ$). • Difficultés pour les radiographies du plan frontal

2.2.3 Concept 3 : Bottes à suspension inverse

Tout comme le concept précédent, il s'agit d'une traction inverse (figure 2.5). Or, cette fois-ci, ce sont des bottes (1), ajustées individuellement aux chevilles du sujet, qui servent de point d'ancrage à la suspension. Ces bottes sont liées l'une à l'autre par l'entremise d'une jonction (2) passant derrière les mollets du patient et ayant pour but d'augmenter la stabilité du dispositif. Ensuite, grâce aux crochets (5) qui prennent naissance à l'avant de chaque botte, le sujet est suspendu à un axe (6). Ainsi, le patient se retrouve la tête en bas avec la totalité de la colonne vertébrale soumise à un chargement de traction.

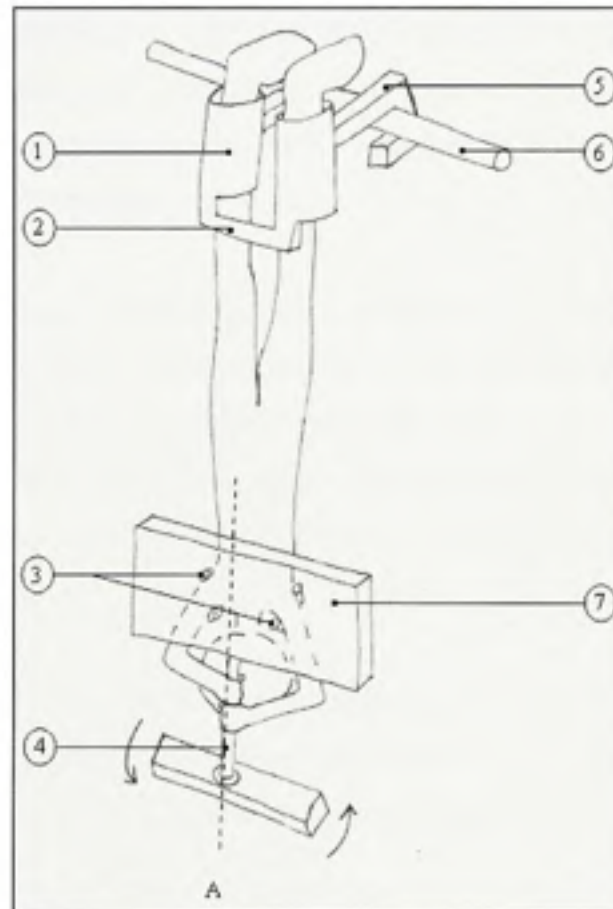


Figure 2.5 *Concept 3 : Bottes à suspension inverse.*

Subséquentement, pour évaluer la flexibilité selon un DDL complémentaire au plan frontal, un système de rotation axiale a été ajouté. Pour cela, le dos du patient est attaché à une charpente rectangulaire (7) par l'intermédiaire de courroies (3) s'ajustant au niveau des épaules. De plus, pour éviter toutes interférences avec les membres supérieurs lors de la prise de radiographies, le patient doit positionner ses mains derrière la tête de manière à agripper la tige métallique (4). Il est maintenant possible d'engendrer une rotation axiale du tronc avec la simple rotation du système. Toutefois, la rotation axiale ne se répartit pas seulement dans la colonne vertébrale, mais également dans les membres inférieurs. Par conséquent, il sera impossible de se fier à l'amplitude de rotation effectuée par la charpente rectangulaire (7) pour estimer la rotation axiale imposée au rachis. Cependant, afin d'assurer la reproductibilité et de solliciter le rachis de façon équivalente à chaque fois, des points de repères pourront être établis sur cette charpente rectangulaire. Pour ce qui est de la traction, une estimation de la répartition des forces à l'intérieur du corps devra être faite afin de connaître le chargement vertébral.

Pour ce qui est de l'imagerie, aucune restriction ne s'applique au niveau lombaire. En effet, peu importe le plan considéré, il sera possible de prendre une image sans interférence autre que les structures physiologiques faisant partie du tronc. Pour ce qui est de la partie thoracique, la charpente rectangulaire devra absolument être radiotransparente afin de permettre l'acquisition de la radiographie. De plus, l'utilisation du système EOS peut de nouveau être envisagée.

Finalement, la position peut être inconfortable de la même manière que pour le concept précédent. De plus, la position du patient, la tête en bas avec les bras au dessus de la tête, engendrera des changements significatifs non désirés dans les courbures scoliothiques.

Le tableau 2.6 résume les avantages et les inconvénients de ce concept.

Tableau 2.6

Avantages et inconvénients du concept 3

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Traction complète. • Rotation axiale bien répartie. • Possibilité de solliciter 2 DDL <ul style="list-style-type: none"> → Traction → Rotation • Possibilité d'utiliser le système EOS. • Possibilité de radiographies dans tous les plans : <ul style="list-style-type: none"> → Plan frontal → Plan sagittal • Force estimable (poids). 	<ul style="list-style-type: none"> • Position inconfortable (tête vers le bas) pouvant causer de la peur chez certains patients. • Difficulté pour mesurer la rotation axiale imposée (pas de points de repères mécaniques). • Estimation requise pour le calcul des forces. • Changements significatifs des courbures physiologiques engendrées par une posture inadaptée (tête en bas et bras sur l'axe)

2.2.4 Concept 4 : Structure archée

Il s'agit d'une table dynamique (figure 2.6) qui permet de solliciter le rachis selon trois modes différents soit : l'extension, l'inflexion latérale et la rotation axiale. Cette table est composée de plusieurs pièces mécaniques, ce qui rend le concept un peu plus complexe que les précédents. La surface d'appui où s'installe le patient est séparée en son centre par un mécanisme (6) pouvant imposer les différents mouvements. La partie fixe (2) de la structure d'appui est reliée au pied de la table (5) par un lien rigide (4) tandis que la partie mobile (7) est fixée par le mécanisme central et renforcée par un lien tubulaire (9). Ce lien prend appui sur l'axe central (10) autour duquel il est libre de se mouvoir en rotation. Le patient se positionne alors en décubitus dorsal sur la surface de la table pour être ensuite attaché par des bretelles (8) et une ceinture (1) de sécurité. Puisque la forme initiale de la table est

courbée, il y a automatiquement extension du rachis. Pour s'assurer que la courbure est optimale peu importe la taille des patients, une penture (3) est présente à l'extrémité de chacune des parties soutenant le sujet. Ainsi, il est possible d'augmenter la courbure de la table pour accommoder les petits patients.

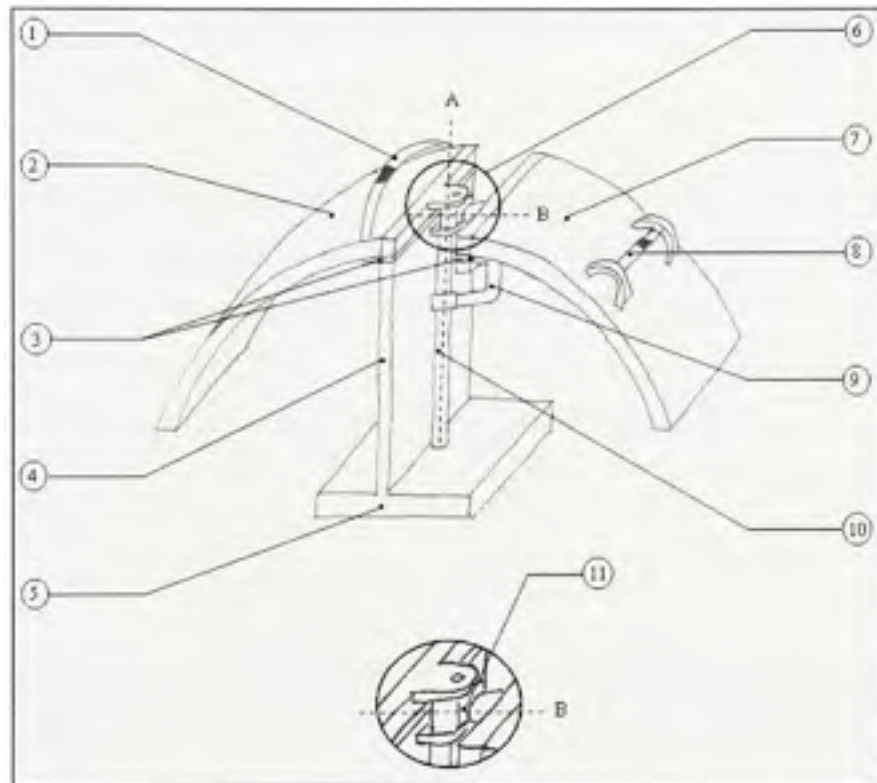


Figure 2.6 *Concept 4 : Structure archée.*

De plus, si l'orthopédiste juge bon d'effectuer une inflexion latérale en plus de l'extension, il est possible de faire pivoter la totalité de la partie mobile de la structure d'appui autour de l'axe central. Or, le mouvement ainsi créé est concentré au niveau du mécanisme (axe A). Cela génère une transmission ponctuelle de la sollicitation qui peut se manifester sous la forme d'une répartition non homogène de l'effort dans le rachis. Le même inconvénient peut être présent lors de la rotation axiale. En effet, la rotation de la partie mobile se concentre au niveau du roulement à bille (11) inséré à l'intérieur du mécanisme (axe B). Par conséquent, le segment lombaire risque d'être davantage sollicité, puisqu'il se situe directement au-dessus du pivot.

Pour ce qui est de l'imagerie, le concept devra être pensé afin d'y ajouter un espace pour insérer une cassette radiographique. Malgré cela, il sera difficile d'obtenir de bonnes images dans le plan frontal. En effet, il faudrait que la majorité des pièces soient radiotransparentes. De plus, il est évident, vu les dimensions de la table, que les radiographies à basses doses (EOS) ne seront pas envisageables. De plus, étant donné la complexité du système, le protocole de test risque de prendre davantage de temps pour sa réalisation que celui des autres concepts.

Afin de mesurer les forces transmises au rachis, il s'agit de placer une matrice de pression entre le patient et la table. Ainsi, une fois le patient couché sur cette matrice, il sera possible de mesurer l'intensité des pressions aux différents points de contact.

Le tableau 2.7 résume les avantages et les inconvénients du concept 4.

Tableau 2.7

Avantages et inconvénients du concept 4

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Possibilité de solliciter 3 DDL. <ul style="list-style-type: none"> → Traction (Hyper-extension) → Rotation → Inflexion latérale • Possibilité de choisir la combinaison des sollicitations à imposer. • Possibilité de mesurer les forces. 	<ul style="list-style-type: none"> • Inflexion latérale peut-être mal répartie • Rotation axiale peut-être mal répartie. • Protocole de test long. • Pas de possibilités pour le système EOS. • Besoin de revoir la conception pour permettre la prise de radiographies dans tous les plans.

2.2.5 Concept 5 : Demi structure oblique

Ce concept (figure 2.7), tout comme le précédent, permet la combinaison de trois modes de sollicitation. De plus, il existe différentes variantes à la position principale qui permettent d'isoler chaque type de chargement.

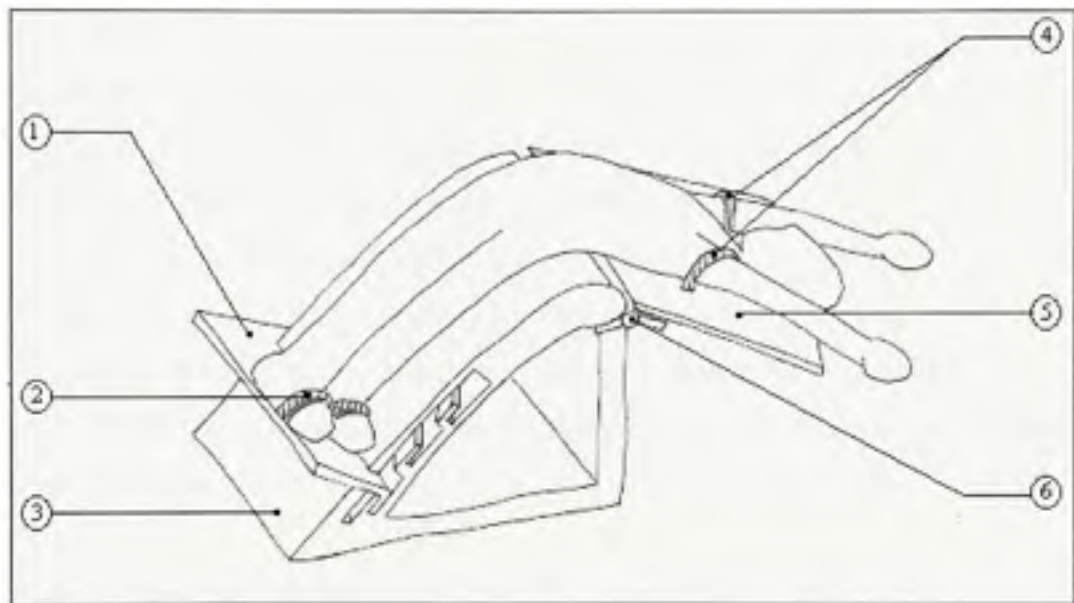


Figure 2.7 *Concept 5 : Demi-structure oblique.*

La première étape consiste à positionner l'appui pied (1) à la hauteur désirée, soit de manière à ce que l'apex de la courbe à redresser coïncide avec l'articulation de la table (6). Le patient est alors positionné de côté avec les pieds attachés par des courroies individuelles (2). Par la suite, le sujet effectue une rotation volontaire du tronc pour venir appuyer ses omoplates sur la portion mobile (5) de la table qui a préalablement été redressée. Une fois cette position atteinte, les épaules sont attachées avec des courroies (4) afin de maintenir le sujet immobile. Finalement, il suffit de plier la table au niveau de l'articulation (6). Le patient se retrouve donc avec une combinaison de rotation axiale, extension et inflexion latérale.

Il est également possible d'obtenir une simple inflexion latérale. Pour cela, il suffit que le sujet demeure couché latéralement, sans effectuer de mouvement de rotation. Il s'agit alors d'un test similaire à celui d'inflexion latérale avec points d'appui « fulcrum ». L'inverse est également vrai pour obtenir un mouvement d'extension pur. Le sujet n'a qu'à s'étendre sur le dos sans effectuer de rotation du tronc.

Pour ce qui est de l'imagerie, il ne sera pas possible d'avoir recours au système EOS dans le cas de cette solution. En effet, la position couchée du patient requiert un trop grand espace. Il sera cependant possible de prendre une image dans le plan latéral de la table. Donc, si le patient est étendu sur le côté, l'image sera prise dans le plan frontal et s'il se positionne sur le dos, elle sera dans le plan sagittal. Pour obtenir des images pour chaque position dans le plan complémentaire, il s'agit de choisir des matériaux radiotransparents et de prévoir un endroit sous la structure pour installer la cassette radiographique. Pour ce qui est de la mesure des forces, comme précédemment, il s'agit de placer une matrice de pression entre le sujet et la structure.

Le tableau 2.8 résume les avantages et les inconvénients de ce concept.

Tableau 2.8

Avantages et inconvénients du concept 5

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Rotation axiale bien répartie. • Possibilité de solliciter 3 DDL : <ul style="list-style-type: none"> → Traction (hyper-extension) → Rotation → Inflexion latérale • Plusieurs variantes possibles. • Imagerie possible dans le plan latéral de la table. • Possibilité de mesurer les forces. 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de possibilité pour le système EOS. • Besoin de revoir la conception pour l'imagerie du plan complémentaire

2.2.6 Sélection préliminaire des concepts les plus prometteurs

L'objectif de cette étape est de retenir seulement les concepts les plus prometteurs en vue de réaliser une étude clinique sur chacun de ces concepts et d'identifier la meilleure solution. Pour ce faire, les concepts proposés ci-dessus ont été analysés. Il s'est avéré que certains concepts se ressemblent beaucoup. C'est le cas du concept 2, suspension inverse par le bassin, et du concept 3, bottes à suspension inverse, qui requièrent tous les deux que le patient soit positionné la tête vers le bas. Il a été mentionné précédemment que cette position peut être problématique pour certaines personnes. De plus, afin que le futur test de flexibilité soit accepté dans le milieu hospitalier, il doit offrir des avantages par rapport au test conventionnel, sans pour autant être limité par de nouveaux inconvénients. Le fait de ne pas pouvoir utiliser le test pour tous les patients est un inconvénient majeur et c'est pourquoi, ces deux concepts ont été rejetés.

Ensuite, les concepts 4 et 5, la structure archée et la demi-structure oblique, combinent les modes de chargement de façon similaire via une hyperextension du rachis. Cependant, l'idée initiale qu'une hyperextension provoque une traction rachidienne réduisant les courbes scoliotiques n'a jamais été testée. Il faudrait préalablement vérifier cette hypothèse avant d'affiner la solution. Par conséquent, il est souhaitable de synthétiser ces deux concepts dans un modèle plus rudimentaire : une simple structure archée. Ainsi, il sera possible de tester le potentiel de réduction d'une hyperextension.

Pour ce qui est de la suspension par l'intermédiaire d'un harnais, tout comme la structure arquée, il est impossible de connaître son potentiel de réduction sans tester auparavant le concept. En effet, comme mentionné dans la revue de la littérature, les valeurs de flexibilité obtenue par traction sont très différentes dépendamment des études et des modes de traction. De plus, la traction du concept 1 est effectuée en position verticale. Elle ne profite donc pas de la dérotation obtenue grâce à la position de décubitus dorsal. Cela peut avoir un impact considérable sur les résultats. Il faut donc tester ce concept afin d'en savoir davantage sur son efficacité.

Finalement, des cinq concepts précédents, deux ont été retenus pour une évaluation plus approfondie. Il s'agit de la suspension verticale par l'intermédiaire d'un harnais et de l'hyperextension en décubitus dorsal sur une structure archée. Ces deux concepts seront testés de manière très simplifiée pour connaître leur efficacité de base et ainsi choisir le concept le plus prometteur. Ensuite, peu importe le concept retenu, il sera possible d'ajouter des sollicitations et d'affiner la solution.

2.3 Études cliniques

Une étude clinique distincte pour chacun des deux concepts prometteurs a été menée afin d'éviter une trop grande exposition des sujets volontaires aux radiations. Chacun des concepts a donc été comparé au test d'inflexion latérale maximale volontaire en position debout (test conventionnel utilisé à l'hôpital Sainte-Justine). Ensuite, à l'aide du test statistique de Wilcoxon-Mann-Whitney, les deux cohortes de sujets ont été comparées sur la base commune du test d'inflexion latérale afin de vérifier si elles proviennent de la même population. Ainsi, puisque le test statistique s'est avéré positif, les résultats des deux concepts prometteurs ont pu être comparés entre eux.

Pour chaque étude, un minimum de 16 participants devait être recruté. Ce nombre minimum a été calculé selon la formule statistique suivante (équation 2.1), en supposant une distribution normale :

$$n = ((Z_p * \sigma) / E)^2 \quad 2.1$$

n : Taille de l'échantillon

Z : Nombre provenant d'une table statistique (*Cumulative Standard Normal Distribution*)

p : Intervalle de confiance $\rightarrow p = 1 - (\alpha/2)$

α : Puissance statistique

σ : Déviation standard (*Erreur sur la mesure de l'angle de Cobb*)

E: Erreur acceptée entre la moyenne de l'échantillon (\bar{x}) et celle de la population (μ)

Pour obtenir des résultats qui représentent bien le phénomène, la puissance statistique habituellement acceptée est celle qui permet d'expliquer 97,5% du phénomène ($\alpha = 0,05$ et $p = 0,975$). Cela implique que Z_p soit égal à 1,96 ($Z_p = Z_{1-(\alpha/2)} = Z_{0,975}$). En considérant que l'erreur sur la mesure de l'angle de Cobb est approximativement de $\pm 5^\circ$ et que l'erreur acceptée est de $\pm 2,5^\circ$ entre la moyenne de l'échantillon (\bar{x}) et celle de la population (μ), le nombre minimum de patients devant être recruté est donc de 16 ($n = [(1,96*5)/2,5]^2 = 15,37$) pour chacune des études. De plus, afin d'éviter tous biais possible dans la distribution des groupes, l'assignation d'un groupe à un patient doit se faire de manière complètement aléatoire. Pour cela, il a été décidé que les premiers patients recrutés seraient dirigés vers le groupe de la suspension et les suivants vers le groupe de l'hyper-extension en décubitus dorsal. Pour des raisons d'échéancier et de temps de mise en place des dispositifs de test, il a été possible de recruter 18 patients pour l'étude du concept de suspension avant de débiter l'étude sur le concept de l'hyper-extension. Cette deuxième étude s'est ensuite soldée avec un nombre de sujets recrutés égale à 20. Les résultats de ces deux études cliniques sont présentés, sous la forme d'articles (annexes VI et VIII): l'article 1 présente le concept de suspension et l'article 2 présente celui de l'hyper-extension en décubitus dorsal. Ces deux articles sont brièvement résumés aux sections 2.3.1 et 2.3.2.

Dans les deux études, les angles de Cobb de chaque radiographie ont été mesurés numériquement à l'aide du logiciel SpineView (Surgiview, Paris, FRANCE). La rotation axiale de la vertèbre apicale de chaque courbe structurelle a été mesurée par la méthode de Stokes (Stokes, Bigalow et al. 1986). La réduction des courbes dans le plan frontal et transverse a ensuite été calculée pour ce qui est du test d'inflexion latérale et de chacun des nouveaux tests d'évaluation de la flexibilité rachidienne. Les courbes ont été séparées en groupes en fonction de leur amplitude (modérée $< 60^\circ$ ou sévère $\geq 60^\circ$) et de la localisation de la vertèbre apicale (thoracique ou thoracolombaire/lombaire). Dans le cas de doubles courbes, les deux courbes ont été analysées. L'angle de Cobb et la rotation axiale de la

vertèbre apicale ont toujours été mesurés trois fois. La valeur moyenne a été utilisée pour toutes les analyses futures, incluant l'analyse statistique (test non-paramétrique de Wilcoxon pour échantillons appariés).

2.3.1 Article no 1: Assessment of spinal flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Suspension versus Side-Bending Radiography

Cet article a été soumis à la revue « Spine » le 3 avril 2008. Il est résumé ci-dessous et présenté en version intégrale en annexe VI. L'article s'intéresse à une nouvelle méthode d'évaluation de la flexibilité rachidienne, la suspension verticale, qui en plus de mesurer la réductibilité des courbes, prend en considération les forces en jeu. Il s'agit de la première méthode *in vivo* estimant la flexibilité à l'aide d'indices de flexibilité.

Cette étude fait la comparaison entre le test de suspension et le test conventionnel d'inflexion latéral maximale volontaire en position debout pour l'évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale chez une cohorte de 18 patients présentant une scoliose adolescente idiopathique. Une série de quatre radiographies PA préopératoires par patient a été analysée. Premièrement, une radiographie a été prise en position debout ainsi qu'en inflexion latérale droite et gauche. Une quatrième radiographie a été prise en suspension complète via un harnais rigide s'appuyant sous les aisselles du patient.

Le harnais (figure 2.8a et b), composé de trois couches extérieures rigides en fibre de verre et de deux couches de mousse pour rendre le tout plus confortable, a d'abord été ajusté à la taille de chaque patient à l'aide de bandes de néoprène situées à l'avant et à l'arrière. Après, deux autres bandes de néoprène ont été enroulées autour des membres supérieurs pour maintenir le sujet le plus solidement possible. Quatre câbles de suspension ont ensuite été attachés individuellement aux points d'ancrage du harnais, identifiés par les flèches rouges sur la figure 2.8a et b, par l'intermédiaire d'un mousqueton. Ces câbles passent par des poulies fixées au plafond de la structure portante pour finalement confluer vers un treuil. Ce

treuil a permis de soulever les patients jusqu'à ce que leurs pieds aient quittés entièrement le sol (figure 2.9).

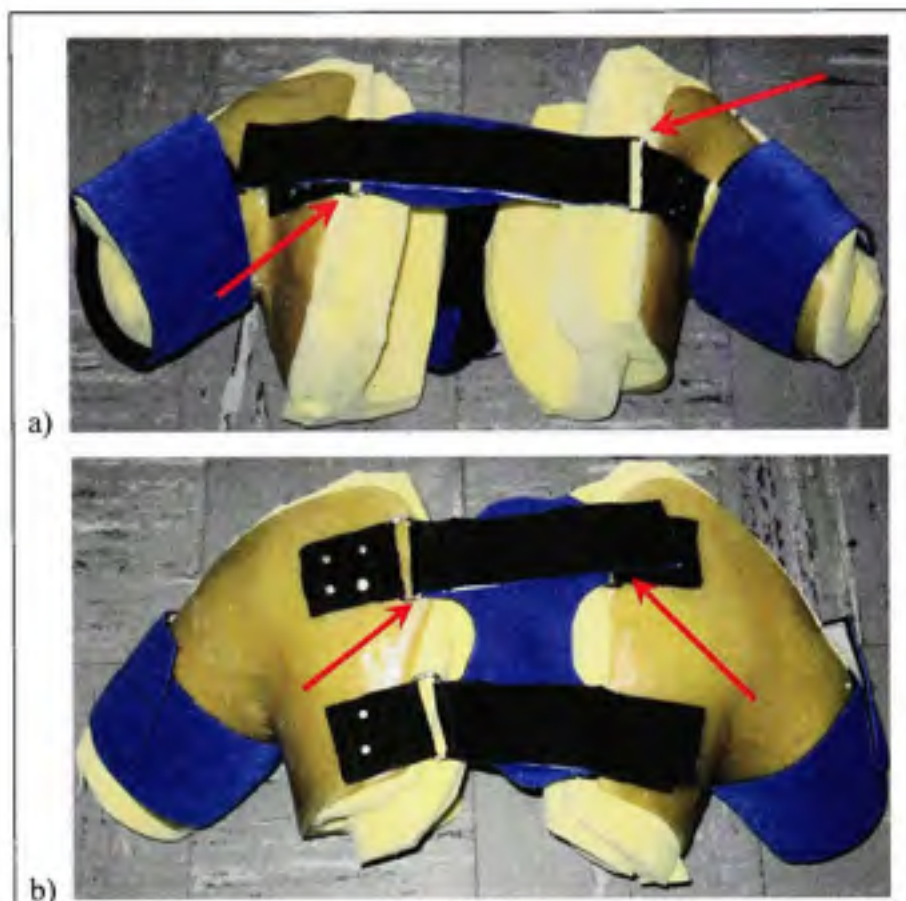


Figure 2.8 *Photo du harnais de suspension : a) Vue de face, b) Vue de dos.*

La suspension et l'inflexion latérale maximale volontaire ont été comparées sur la base de la réduction de l'angle de Cobb et de la dérotation de la vertèbre apicale de chacune des courbes principales. De plus, deux indices de flexibilité par courbes (frontal et couplage axial) ont été calculés à partir des données du test de suspension ainsi que du poids des patients. La méthode détaillée du calcul de ces indices de flexibilité est présentée dans l'article situé en annexe (annexe VI). La répartition corporelle du poids a été estimée à partir de données anthropométriques (annexe VII).

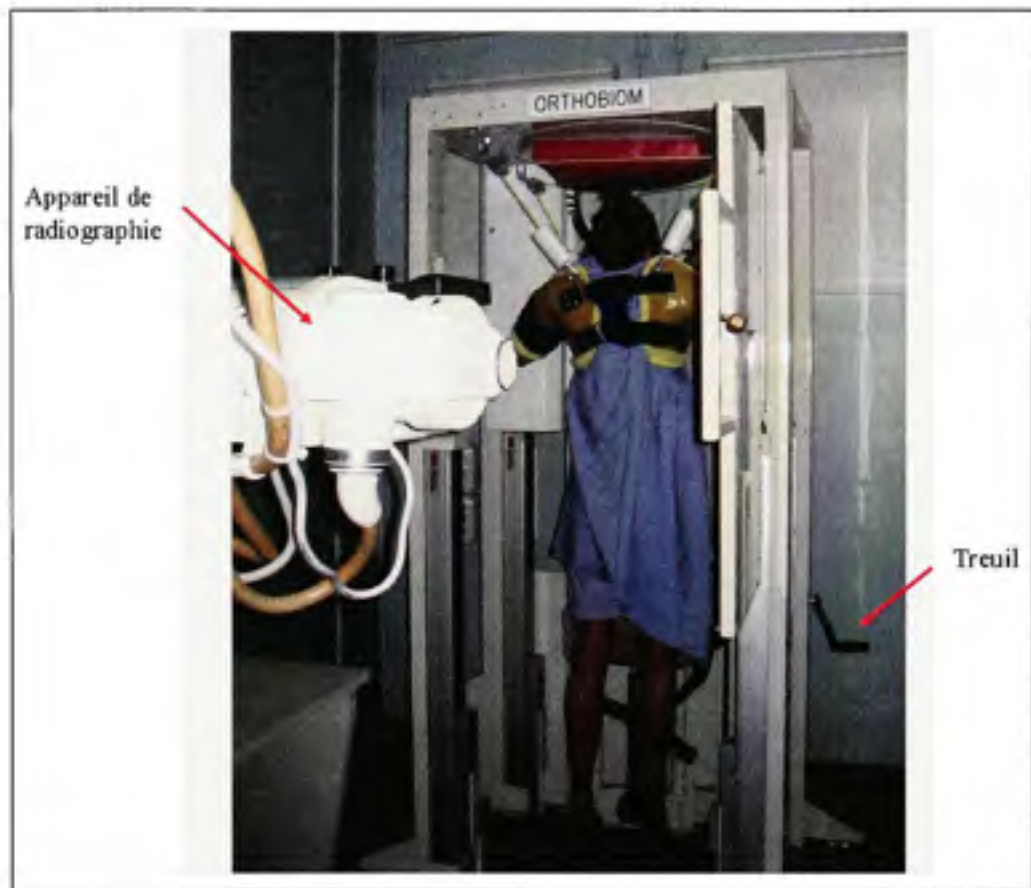


Figure 2.9 *Technique de suspension et positionnement du patient.*

L'inflexion latérale et la suspension se sont avérées équivalentes pour ce qui est de la réduction de l'angle de Cobb [$21^\circ \pm 12^\circ$ (37%) vs $26^\circ \pm 7^\circ$ (39%) respectivement] lorsque tous les types de courbes et toutes les amplitudes sont confondus. Cependant, le test d'inflexion latérale a fourni une réduction plus importante que le test de suspension pour les courbes modérées [$27^\circ \pm 9^\circ$ (57%) vs $22^\circ \pm 7^\circ$ (46%)] et une réduction moins importante pour ce qui est des courbes sévères [$17^\circ \pm 12^\circ$ (22%) vs $29^\circ \pm 5^\circ$ (34%)]. De plus, la suspension a produit une dérotation apicale [$7^\circ \pm 4^\circ$ (29%)] plus importante que celle produite par l'inflexion latérale [$3^\circ \pm 4^\circ$ (11%)] et ce dans tous les cas.

Toutes les courbes du plan frontal ont été réduites peu importe le test utilisé (inflexion latérale ou suspension). Toutefois, l'inflexion latérale a produit une augmentation de la

rotation axiale indésirable au lieu d'une diminution dans 3 cas sur 17. De plus, dans 2 cas additionnels, la rotation n'a ni augmentée ni diminuée. Donc, dans environ 30% des cas, le test d'inflexion latérale n'a pas permis d'évaluer la réductibilité du plan transverse. Pour ce qui est de la suspension, la rotation axiale a été réduite dans tous les cas.

La moyenne des mesures d'indices de flexibilité du plan frontal est de $1,7 \pm 0,6$ °/Nm et de $0,5 \pm 0,4$ °/Nm pour la flexibilité de couplage du plan axial. Une relation très faible ($R^2 = 0,241$) a été trouvée entre la réduction de l'angle de Cobb et la flexibilité du plan frontal. Une relation modérée ($R^2 = 0,693$) a été trouvée pour ce qui est du plan axial (dérotation vs flexibilité axiale). Les résultats plus détaillés se retrouvent en annexe (annexe VI) avec la discussion de ces résultats ainsi que la présentation des diverses simplifications et estimations qui ont été introduites dans le calcul des indices de flexibilité.

Cette étude a montré que le test de suspension permet d'estimer les forces en jeu tout en produisant une bonne réduction des courbes dans le plan frontal et une dérotation dans le plan axial. Ceci a permis de calculer des indices de flexibilité qui sont en accord avec les valeurs de flexibilité mesurées *in vitro*. De plus, plusieurs moyens permettant d'optimiser l'estimation de la flexibilité *in vivo* à l'aide de la méthode de suspension ont été présentés dans l'article (annexe VI). Le concept de suspension est le premier fournissant une estimation *in vivo* de la flexibilité en plus de la réductibilité des courbes. Puisque la relation réductibilité-flexibilité n'est pas très prononcée, il est clair que la suspension fournit une information supplémentaire aux chirurgiens. Cette information pourra peut-être aider les chirurgiens à améliorer la planification de l'instrumentation chirurgicale de la scoliose idiopathique par une meilleure connaissance des forces requises dans chaque plan pour corriger les déformations. Cependant, une étude plus approfondie devra certainement être menée afin de pouvoir réellement interpréter la mesure de flexibilité en vue du geste chirurgical.

2.3.2 Article no 2: Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: Supine extension versus side-bending radiography

Cet article a été rédigé afin d'être soumis à la revue « Spine ». Tout comme l'article précédent, il est résumé ci-dessous et présenté en version intégrale en annexe (annexe VIII). Cet article propose une nouvelle méthode d'évaluation de la flexibilité rachidienne, l'hyperextension en décubitus dorsal, qui permet de mesurer la réductibilité des courbes en plus des forces en jeu. Cette méthode permet également d'estimer quatre indices de flexibilité (frontal, axial et les deux indices de couplage entre le plan frontal et axial).

Cette étude fait la comparaison entre le test d'hyperextension et le test conventionnel d'inflexion latérale maximale volontaire en position debout pour l'évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale chez une cohorte de 20 patients présentant une scoliose adolescente idiopathique. Une série de quatre radiographies préopératoires par patient a été analysée : position debout, inflexion latérale droite et gauche et hyper-extension (AP).

Pour la radiographie en hyperextension, le patient devait se positionner en décubitus dorsal sur une structure arquée (figure 2.10). La base de la structure a été fabriquée en contre-plaqué en prenant soin de conserver un espace suffisant pour insérer la cassette de radiographie ainsi que la grille. La partie supérieure de la structure a quant à elle été fabriquée d'une mousse (constructa foam) assez rigide pour conserver sa forme arquée suite à l'installation du patient en décubitus dorsal. Lors du test, les pieds du patient devaient demeurer complètement à plat au sol de façon à ce que les genoux présentent une flexion d'environ 90°. Les bras devaient quant à eux être positionnés au-dessus de la tête (figure 2.11).

L'hyperextension en décubitus dorsal et l'inflexion latérale maximale volontaire ont été comparées sur la base de la réduction de l'angle de Cobb et de la dérotation de la vertèbre apicale. De plus, quatre indices de flexibilité par courbes (frontal $[K_{XX}]$, axial $[K_{ZZ}]$ et deux pour le phénomène de couplage $[K_{XZ}$ et $K_{ZX}]$) ont été calculés à partir des données du test

d'hyperextension et du calcul des forces en jeu. Les forces ont été calculées à partir des pressions de surface enregistrées par une matrice de pression (Vista Medical, Winnipeg, Canada). L'article (annexe VIII) décrit ces calculs de manière plus approfondie.

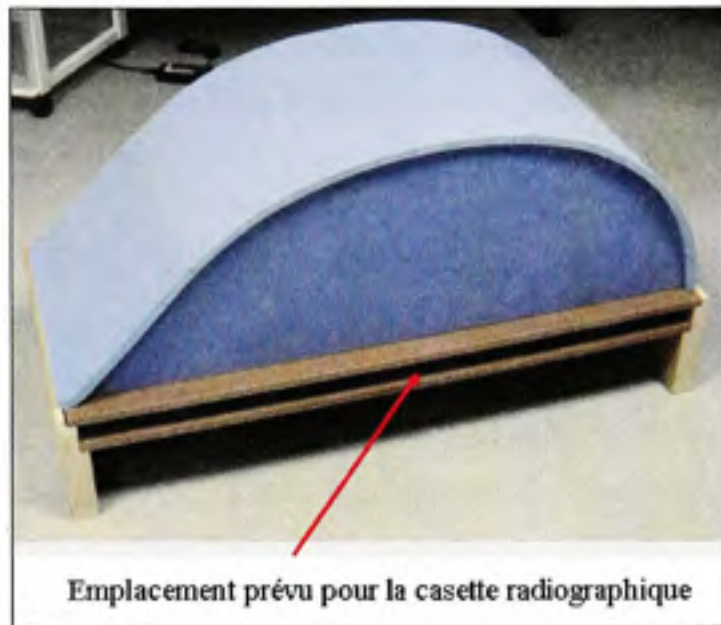


Figure 2.10 *Structure arquée utilisée pour le test d'hyper-extension.*



Figure 2.11 *Technique d'hyper-extension et positionnement du patient.*

L'inflexion latérale a fourni une réduction de l'angle de Cobb supérieure à celle de l'hyperextension [$24^\circ \pm 11^\circ$ (42%) vs $19^\circ \pm 6^\circ$ (33%) respectivement]. Ceci est également vrai pour les sous-groupes des courbes modérées [$26^\circ \pm 12^\circ$ (55%) vs $17^\circ \pm 5^\circ$ (38%)] et celui des courbes thoracolombaire/lombaires [$37^\circ \pm 9^\circ$ (73%) vs $23^\circ \pm 9^\circ$ (44%)]. Cependant, l'hyperextension en décubitus dorsal a produit une dérotation [$8^\circ \pm 4^\circ$ (40%)] plus importante que celle générée par le test d'inflexion latérale [$3^\circ \pm 4^\circ$ (16%)] et ce dans tous les cas.

Toutes les courbes du plan frontal ont été réduites peu importe le test utilisé (inflexion latérale ou hyperextension). Toutefois, l'inflexion latérale a produit une augmentation de la rotation axiale indésirable au lieu d'une diminution dans plusieurs cas (8 sur 24), sans compter les 6 autres cas où la rotation n'a ni augmentée ni diminuée. Donc, le test d'inflexion latérale a permis d'évaluer la réductibilité des courbes du plan transverse dans moins de 50% des cas ($\approx 42\%$). Pour ce qui est de l'hyperextension, la rotation axiale a été réduite dans tous les cas sauf un.

La moyenne des mesures d'indices de flexibilité du plan frontal est de $7,8 \pm 6,5^\circ/\text{Nm}$, de $4,3 \pm 5,1^\circ/\text{Nm}$ pour la flexibilité du plan axial et $10,7 \pm 8,7^\circ/\text{Nm}$ et $2,8 \pm 2,2^\circ/\text{Nm}$ pour K_{XZ} et K_{ZX} respectivement. Aucune relation ($R^2 = 0,013$) n'a été trouvée entre la réduction de l'angle de Cobb et la flexibilité du plan frontal. Aucune relation ($R^2 = 0,26$) n'a également été trouvée pour ce qui est du plan transversal (dérotation vs flexibilité axiale) ni pour ce qui est de K_{XZ} ($R^2 = 0,024$). Toutefois, une relation modérée a été trouvée pour K_{ZX} ($R^2 = 0,54$). Les résultats plus détaillés se retrouvent en annexe VIII, de même que la discussion des résultats et les diverses simplifications et estimations qui ont été introduites.

Cette étude a démontrée que le test d'extension en décubitus dorsal génère une bonne réductibilité des courbes dans le plan frontal et transverse, ce qui permet de calculer des indices de flexibilité. Ces indices étaient légèrement plus élevés (courbes plus flexibles) que ce qui a été trouvé lors d'études *in vitro*. Cette différence dans les résultats provient

sûrement du fait que les forces de cisaillement ne sont pas considérées par la matrice de pression. En effet, la matrice n'a considéré que les forces normales à la structure arquée. Il en résulte une importante estimation à la baisse des forces en jeu, ce qui s'est probablement traduit par une impression d'augmentation de la flexibilité rachidienne. D'autres explications plausibles ont également été apportées dans l'article (annexe VIII). La prise en compte des forces de cisaillement permettrait sûrement dans le futur une meilleure estimation des indices de flexibilité. De plus, la supériorité évidente du test d'hyperextension sur l'inflexion latérale en ce qui a trait aux dérotations fait en sorte que ce test devrait être considéré dans le futur pour l'évaluation de la réductibilité rachidienne. En effet, la scoliose est une déformation tridimensionnelle qui demande une intervention dans les trois plans de l'espace pour corriger les courbes au maximum. Il est donc important d'évaluer la flexibilité et la réductibilité dans ces trois plans. L'hyperextension permet cette évaluation autant pour la réductibilité que pour la flexibilité du plan transverse tandis que l'inflexion latérale ne permet ni un ni l'autre. L'hyperextension fournit donc de l'information supplémentaire. Cette information pourra peut-être aider les chirurgiens à améliorer la planification du traitement chirurgicale de la scoliose idiopathique.

2.4 Choix final du test de flexibilité standardisé

Tout d'abord, une étude statistique a été menée afin de vérifier si le groupe de patients qui a testé le concept de suspension est comparable à celui qui a testé le concept d'hyperextension. Par la suite, l'évaluation des deux concepts sera faite à l'aide du barème d'évaluation (tableau 2.3) présenté à la page 71 du présent document. Chaque concept sera analysé séparément en ce qui concerne les caractéristiques techniques. Subséquemment, le résultat fourni par chaque caractéristique technique sera inséré dans le barème d'évaluation pour en faire ressortir une cote numérique. Cette cote sera ensuite multipliée par la pondération de la caractéristique technique en question pour donner un nombre de points. Les points accumulés par un concept seront ensuite additionnés afin de fournir le grand total. Le concept retenu sera celui qui récoltera le plus grand nombre de points. L'objectif de cette section est donc d'effectuer le choix final du test de flexibilité standardisé.

2.4.1 Comparaison des groupes de sujets des deux tests de flexibilité

L'étude statistique a été menée en utilisant le test de Wilcoxon-Mann-Whitney. Il s'agit d'un test non paramétré qui vérifie si deux échantillons d'observations proviennent de la même population. L'étude a montré qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes pour ce qui est de l'angle de Cobb et de la rotation axiale initiale mesurés sur les radiographies PA préopératoire ($p = 0,28$ et $0,07$ respectivement). Il n'existe également pas de différence significative pour ce qui est de l'angle de Cobb et de la rotation axiale de la vertèbre apicale mesurés sur les radiographies en inflexion latérale ($p = 0,35$ et $0,32$ respectivement).

Puisqu'il n'existe pas de différence significative initiale ou provenant des tests d'inflexions latérales, il est possible d'affirmer que les deux échantillons sont similaires et provenant de la même population. Ainsi, les résultats du test de suspension et d'hyperextension peuvent être comparés entre eux, comme s'ils provenaient du même échantillon. De ce fait, il a été remarqué que le test de suspension produit une réduction des angles de Cobb (26°) significativement supérieure à celles obtenue avec le test d'hyperextension (19°) ($p = 0,0006$). Cependant, lorsque l'analyse statistique est faite sur les valeurs en pourcentage, cette différence n'apparaît plus comme significative ($p = 0,07$). Ceci peut s'expliquer par le fait qu'une réduction similaire en pourcentage chez deux patients distincts peut se traduire par une réduction en degré très différente (40% de réduction donne 40° dans le cas d'une courbe initiale de 100° , mais seulement 16° dans le cas d'une courbe initiale de 40°). Pour ce qui est de la dérotation de la vertèbre apicale (7° vs 8° respectivement), il n'y a pas de différence significative entre les deux concepts ($p = 0,24$) et ce même si l'analyse est faite sur les valeurs en pourcentage ($p = 0,06$).

2.4.2 Analyse des caractéristiques techniques du concept de suspension

La première caractéristique technique apparaissant dans le barème d'évaluation est le pourcentage moyen de réduction dans le plan frontal. Pour le concept de la suspension, la

réduction moyenne obtenue est de 39% (26°), lorsque tous les types de courbes et d'amplitude sont confondus. Lorsque seules les courbes thoraciques sont considérées, la réductibilité est aussi de 39% (26°), tandis que celle des courbes thoracolombaires/lombaires est de 42% (24°). L'amplitude moyenne de la dérotation de la vertèbre apicale est pour sa part de 7° (29%), lorsque tous les types de courbes et toutes les amplitudes sont considérés.

L'étude du concept de suspension a également montré que toutes les courbes du plan frontal et transverse se sont réduites et ce chez tous les patients. Dans le plan sagittal, il est impossible de se prononcer, car aucune radiographie de la colonne vertébrale dans ce plan n'a été prise lors de la suspension. Donc, le nombre de courbes réduites lors de la suspension et pour lesquelles il est possible de se prononcer est de 4 (courbes thoraciques et thoracolombaires/lombaires dans le plan frontal et dans le plan axial).

La force agissant sur le rachis des participants lors du test de suspension est une force unique de traction (un seul effort appliqué). Il s'agit d'une traction équivalente à un pourcentage du poids corporel et variant en fonction du sexe de l'individu et de la position de la courbe (annexe VII). Il est donc possible d'estimer cette force de traction. De plus, le calcul d'indices de flexibilité à partir de ces estimations est en accord avec les valeurs de flexibilité *in vitro*. Ceci montre que l'estimation des forces a été bien réalisée. Il sera également possible, en raffinant le concept, de réduire la part de l'estimation et ainsi se rapprocher davantage des valeurs réelles de forces. Il est donc raisonnable de conclure que les forces transmises au rachis peuvent être mesurées.

La caractéristique technique suivante est la possibilité de mesurer les déformations des tissus mous. Pour évaluer la plupart des tissus mous, il faudrait pouvoir être en mesure de prendre une IRM ou un scan du rachis durant le test de suspension. Cela ne peut malheureusement pas se faire vu la position verticale du test de suspension et le fait qu'il est impossible de maintenir la suspension pour un temps suffisamment long. Cependant, il serait possible d'intégrer la suspension au système de radiographie EOS (Dubouset,

Charpak et al. 2005). Ce système permet l'acquisition de radiographies plus précises que la radiographie conventionnelle en plus de permettre la visualisation des disques intervertébraux. Puisque les disques sont les tissus mous les plus intéressants dans le cas d'un test d'évaluation de la flexibilité rachidienne, cette caractéristique technique a été jugée comme possible.

Au niveau des mesures sur les radiographies en suspension, il est possible de mesurer les rotations axiales par la méthode de Stokes (Stokes, Bigalow et al. 1986), comme cela a été fait dans le cadre de l'étude clinique (annexe VI). Toutefois, à deux occasions au cours de l'étude, les rotations axiales n'ont pas pu être mesurées. Dans le premier cas, une des attaches du prototype de harnais a masquée la vertèbre apicale et dans le deuxième cas, le patient a bougé lors de la prise de la radiographie. Il s'agit de deux cas évitables dans le futur en modifiant le matériel du harnais et des attaches et en stabilisant davantage le patient lors de la suspension. Dans le plan sagittal, les déformations peuvent également être évaluées facilement si une radiographie est prise dans ce plan. En effet, le patient étant en position verticale avec les bras légèrement orientés vers l'avant, le champ latéral se trouve libéré de toute interférence. La radiographie devrait donc être facile à analyser. Le nombre de mesures possibles au niveau des déformations rachidiennes est donc de 2 (rotations axiales et déformations sagittales). La possibilité de mesurer les déformations du plan frontal n'est pas comptabilisée, puisqu'il s'agit d'une obligation pour un test de flexibilité.

Puisque les mesures de déformations sont toutes possibles (plan frontal, axial et sagittal) et que les radiographies conventionnelles debout sont prises par le système EOS (Dubousset, Charpak et al. 2005), il n'y a aucun inconvénient pour les mesures de déplacements et de dérotations. En effet, la totalité de l'information pré- et per- test de flexibilité est disponible. Donc, les déplacements dans le plan frontal et sagittal, ainsi que la dérotation de la vertèbre apicale pourront être mesurés sans problème. Le nombre de mesures possibles au niveau des déplacements est donc égal à 3.

De plus, des reconstructions 3D pourront être réalisées soit par l'acquisition simultanée de radiographies par le système EOS, soit en prenant des radiographies conventionnelles calibrées dans le plan frontal et sagittal. Or, le système EOS permettrait, en plus de diminuer la dose de radiation, de diminuer le temps de suspension, puisque les deux radiographies seraient prises simultanément. Toutefois, l'acquisition des radiographies avec le système EOS prend environ 15-20 secondes pour balayer la totalité du tronc. Il faudra donc porter une attention particulière à la stabilisation du patient. De plus, il est à noter qu'il est possible d'effectuer une reconstruction 3D à partir de seulement une vue (plan frontal) (Novosad, Chretien et al. 2004). Cependant, cette technique n'a pas été retenue, puisque la reconstruction 3D est moins précise que celles effectuées à partir de 2 radiographies.

Finalement, ce concept nécessite 7 étapes. Premièrement, installer le harnais sur le patient. Ensuite, attacher chaque mousqueton à un point d'ancrage du harnais. Troisièmement, activer le treuil pour suspendre le patient. Après, il reste à prendre la radiographie, ramener le patient au sol, détacher les mousquetons et enlever le harnais.

2.4.3 Analyse des caractéristiques techniques du concept d'hyperextension

La réductibilité dans le plan frontal pour les courbes thoraciques est de 29% (18°), tandis que celle des courbes thoracolombaires/lombaires est de 44% (23°). Le pourcentage moyen de réduction, lorsque toutes les courbes sont considérées est de 33% (19°). Dans le plan axial, la réductibilité est de 8° (40%), lorsque tous les types de courbes et toutes les amplitudes sont considérés.

Comme pour le concept précédent, aucune radiographie de la colonne vertébrale dans le plan sagittal n'a été prise lors de l'hyperextension en décubitus dorsal. Une fois de plus, il est impossible d'évaluer s'il y a eu corrections temporaires des courbes dans ce plan. Dans les autres plans, bien qu'une réduction ait eu lieu pour tous les patients en ce qui concerne l'angle de Cobb, une augmentation de la déformation axiale au niveau de la vertèbre apicale s'est produite dans un cas. Néanmoins, dans tous les autres cas, la déformation axiale s'est

réduite. Donc, le nombre de courbes habituellement réduites lors de l'hyper-extension est tout de même de 4 (courbes thoraciques et thoracolombaires/lombaires dans le plan frontal et dans le plan axial).

Dans le cas de l'hyperextension, deux efforts sont appliqués. En effet, il s'agit d'une traction provenant de la courbure de la structure arquée (hyperextension) et d'une torsion provenant de l'appuie de la gibbosité sur la structure. La mesure des forces a été réalisée par l'entremise d'une matrice de pression. Or, la composante de la force tangentielle à la matrice (cisaillement) a été négligée, ce qui a donné naissance à des indices de flexibilité plus importants que ce qui a été trouvé dans les études *in vitro*. Quoiqu'il soit sûrement possible d'estimer les forces de cisaillement que la matrice de pression néglige, le tout devient extrêmement complexe au niveau de l'analyse. De plus, le calcul des forces par la matrice de pression demande déjà beaucoup de temps tout en ne fournissant pas d'excellents résultats. Le calcul des forces a donc été jugé comme non atteint dans le cas de ce concept.

Pour ce qui est des déformations des tissus mous, la mesure ne sera pas possible pour l'hyperextension en décubitus dorsal. En effet, même si la position du patient se rapproche d'une position standard de décubitus dorsal, ce qui permettrait l'utilisation de l'IRM et/ou du scanner, le fait d'être en hyper-extension estompe complètement cette possibilité. De plus, la structure arquée est beaucoup trop volumineuse pour être compatible avec ces formes d'imagerie. L'hyperextension est également incompatible avec l'utilisation du système EOS. En effet, l'espace est très limité et conçu uniquement pour des patients en position verticale.

Les rotations axiales ont toutes été mesurées avec succès (annexe VIII). Pour les déformations dans le plan sagittal, il s'agit de prendre une radiographie dans ce plan. Le tronc n'étant pas dévié latéralement et les membres supérieurs étant positionnés au dessus de la tête, la radiographie devrait être claire et facile à analyser. Le nombre de mesures possibles est donc de 2 au niveau des déformations rachidiennes (rotations axiales et déformations sagittales). La possibilité de mesurer les déformations du plan frontal n'est pas

comptabilisée, puisqu'il s'agit d'une obligation pour un test de flexibilité. De plus, pour les mêmes raisons que le concept de suspension, le nombre de mesures possibles au niveau des déplacements est également de 3 (plan frontal et sagittal, ainsi que la dérotation apicale).

La caractéristique technique suivante est la possibilité d'effectuer une reconstruction 3D. Comme mentionné précédemment dans l'analyse du concept de suspension, seules les reconstructions 3D réalisées à partir de 2 radiographies prises dans des plans différents sont considérées pour des raisons de précision. Puisque les radiographies dans le plan frontal et sagittal sont possibles, il n'y a pas d'obstacle à la reconstruction 3D pour le concept d'hyperextension en décubitus dorsal.

Finalement, ce concept nécessite 7 étapes. Premièrement, le patient doit s'asseoir au bon niveau (sur la matrice de pression) sur la structure arquée. Deuxièmement, il doit se positionner en décubitus dorsal. Puis, il doit positionner ses bras au-dessus de sa tête. Ensuite, l'enregistrement des pressions est déclenché. Cinquièmement, la radiographie du tronc est prise. Finalement, l'enregistrement des pressions est arrêté, puis le patient peut se relever.

Le tableau 2.9 résume l'analyse précédente en y incluant les valeurs correspondant aux caractéristiques techniques et ce pour chaque concept.

Tableau 2.9

Évaluation des concepts

Caractéristiques techniques	Suspension	Hyperextension
Pourcentage moyen de réduction dans le plan frontal	Thoracique : 37%	Thoracique : 29%
	Lombaire : 41%	Lombaire : 44%
Amplitude de dérotation	7°	8°
Nombre de courbes réduites	4	4
Nombre de types d'efforts appliqués	1 - Traction	2 - Traction Torsion
Nombre de mesures possibles : ◦ Rotations axiales ◦ Déformations (sagittal)	2	2
Mesurer les forces transmises au rachis	Oui	Non
Mesurer les déformations des tissus mous	Oui	Non
Nombre de mesures possibles : ◦ Déplacements (frontal) ◦ Déplacements (sagittal) ◦ Variations en rotation axiale	3	3
Permettre d'effectuer une reconstruction 3D	Oui	Oui
Simplicité	7 étapes	7 étapes

2.4.4 Résultat de l'évaluation des concepts de suspension et d'hyperextension

Le tableau 2.10 présente la cote obtenue par chaque concept pour une caractéristique technique particulière, ainsi que le grand total de chacun des concepts.

Tableau 2.10
Résultat de l'évaluation

Caractéristiques techniques		Pondération	Suspension		Hyperextension		
			Cote	Total	Cote	Total	
Pourcentage moyen de réduction dans le plan frontal	Thoracique	13	1,5	2	19,5	1	1
	Lombaire			1			1
Amplitude de dérotation		13	1	13	1	13	
Nombre de courbes réduites		11	2	22	2	22	
Nombre de types d'efforts appliqués		6	1	6	2	12	
Nombre de mesures possibles : ◦ Rotations axiales ◦ Déformations (sagittal)		9	3	27	3	27	
Mesurer les forces transmises au rachis		7	3	21	0	0	
Mesurer les déformations des tissus mous		6	3	18	0	0	
Nombre de mesures possibles : ◦ Déplacements (frontal) ◦ Déplacements (sagittal) ◦ Rotations axiales		8	3	24	3	24	
Permettre d'effectuer une reconstruction 3D		7	3	21	3	21	
Simplicité		12	2	24	2	24	
Grand Total			195,5		156		

2.4.5 Résumé des résultats du concept retenu

Le concept ayant récolté le plus de points est la suspension avec 195,5 points contre 156 pour l'hyperextension en décubitus dorsal. Les deux concepts sont assez similaires et ils récoltent généralement le même nombre de points pour la plupart des caractéristiques

techniques. Une justification plus poussée est donc nécessaire surtout que la différence se fait principalement au niveau du calcul des forces qui a été jugé comme non atteint dans le cas de l'hyper-xtension. En effet, le calcul des forces de l'hyper-extension a été très ardu au cours de l'étude clinique. Plusieurs problèmes avec l'équipement (saturation des capteurs et problèmes de fonctionnement) ont été rencontrés. L'interprétation des résultats de pressions a été difficile, sans compter que la conversion des pressions en forces et ensuite en moment a pris énormément de temps. De plus, l'absence des forces de cisaillement dans les calculs ont introduit une importante estimation des indices de flexibilité. Tous ces aspects réunis font en sorte qu'il est impossible de qualifier les forces de mesurables dans le cas de l'hyperextension. Aussi, au niveau de la simplicité du test, plusieurs aspects n'étant pas considérés dans la présente évaluation appuient le choix de ne pas retenir l'hyperextension comme concept le plus prometteur. En effet, quoique ce test ne nécessite pas beaucoup d'étapes (7) sur papier, sa complexité a été accentuée de beaucoup par le fait que l'équipement n'a pas toujours fonctionné adéquatement, que les branchements informatiques ont dû être refaits à quelques reprises et que le traitement des données a été extrêmement long et fastidieux comparé à celui du test de suspension. De plus, certains patients ont expérimenté des difficultés de positionnement rendant la standardisation discutable. Finalement, la seule caractéristique technique pour laquelle l'hyper-extension récolte davantage de points est le nombre de type d'effort appliqué (2 contre 1 pour la suspension). Toutefois, en considérant les forces se développant entre le harnais et la gibbosité du patient (torsion) ou en ajoutant une sollicitation en torsion comme dans l'idée initiale, le nombre d'efforts appliqué dans le cas de la suspension serait équivalent à celui de l'hyper-extension. Pour toutes ces raisons, le concept retenu pour le raffinement est la suspension.

Le tableau 2.11 résume les résultats du concept de suspension pour ce qui est de la dérotation de la vertèbre apicale et de la réductibilité des angles de Cobb. La correction postopératoire des angles de Cobb y figure également à l'extrême droite du tableau. Cependant, la dérotation postopératoire n'a pas pu être calculée, puisque l'instrumentation

chirurgicale a réduit considérablement la visibilité des six points de repères nécessaires à ce calcul.

Il existe une forte corrélation de Pearson entre la réductibilité en suspension et la correction postopératoire ($R = 0,74$). Cette corrélation linéaire est beaucoup plus faible entre la réductibilité en inflexion latérale et la correction postopératoire ($r = 0,39$). Finalement, la corrélation entre la réductibilité en suspension et celle en inflexion latérale est presque nulle ($R = 0,10$).

Tableau 2.11

Réductibilité et dérotation du concept de suspension vs postopératoire

Type de Courbes	Suspension Dérotation	Suspension Réductibilité	Postopératoire Réductibilité
Toutes les courbes	7° (28%)	26° (39%)	51° (73%)
Angle $\geq 60^\circ$	7° (29%)	29° (34%)	61° (72%)
Angle $< 60^\circ$	6° (27%)	22° (46%)	35° (74%)
Thoraciques	4° (24%)	24° (39%)	53° (73%)
Angle $\geq 60^\circ$	4° (25%)	28° (34%)	60° (72%)
Angle $< 60^\circ$	5° (22%)	23° (46%)	38° (75%)
Thoracolombaire/lombaires	14° (55%)	24° (42%)	41° (72%)
Angle $\geq 60^\circ$	15° (52%)	35° (39%)	64° (70%)
Angle $< 60^\circ$	13° (59%)	18° (44%)	29° (72%)

CHAPITRE 3

DISCUSSION

Ce mémoire a permis de clarifier la terminologie à propos de la flexibilité de la colonne vertébrale, ce qui permettra sûrement dans le futur d'éviter certaines ambiguïtés. Ainsi, la *mobilité rachidienne* est décrite comme étant l'amplitude totale du mouvement du rachis dans un plan incluant les deux directions (droite et gauche, avant et arrière, etc). La *réductibilité* d'un segment rachidien ou d'une courbe est son potentiel de correction ou son amplitude de mouvement dans la direction de la correction. Elle est habituellement estimée en faisant la différence entre la valeur de l'angle de Cobb en position debout et celle de l'angle de Cobb mesuré lors d'un test de flexibilité. Enfin, la *flexibilité* est reliée aux forces nécessaires pour obtenir un certain changement de forme de la colonne vertébrale.

Les deux études cliniques ont montré pour leur part qu'il est possible d'estimer la flexibilité rachidienne *in vivo* à l'aide d'indice de flexibilité, quoique les résultats aient été légèrement différents (courbes plus flexibles) de ceux mesurés *in vitro*. Ces différences dans les résultats peuvent être expliquées par plusieurs éléments. Premièrement, il existe une grande variation dans la population en ce qui a trait à la flexibilité rachidienne. De plus, l'âge entraîne une rigidification progressive du rachis. Donc, plus les sujets sont vieux, moins ils sont flexibles. Puisque les spécimens cadavériques étudiés *in vitro* sont généralement très âgés (≈ 70 ans), la flexibilité *in vivo* chez des sujets adolescents scoliotiques risque de toujours être supérieure à celle mesurée *in vitro*.

Deuxièmement, les conditions de chargement étaient très différentes, particulièrement pour le cas de l'hyperextension en décubitus dorsal, de celles des études *in vitro*. Puisqu'un simple changement dans l'amplitude de la force (compression initiale par exemple) peut faire varier énormément les résultats (par un facteur de 2 ou même plus), un changement dans le type de chargement a sûrement eu une forte influence également. Afin de comparer les deux modes d'analyse, *in vivo* et *in vitro*, d'une manière plus rigoureuse, il serait

intéressant d'effectuer une étude *in vitro* en représentant exactement les conditions de chargement de chaque concept (suspension et hyperextension). Ainsi, les résultats *in vivo* et *in vitro* seraient davantage comparables entre eux.

Troisièmement, pour les deux concepts, plusieurs estimations ont été faites lors du calcul des indices de flexibilité. Dans les deux cas, la variation de la taille du bras de levier, servant à calculer le moment dans le plan frontal, a été négligée. Il serait possible, en utilisant un modèle biomécanique analytique afin de simuler le test de suspension ou d'hyperextension, de tenir compte de cette variation entre la position initiale et celle du test et d'obtenir des indices de flexibilité plus précis. Il serait alors possible de personnaliser les propriétés mécaniques du modèle en utilisant une approche inverse de modélisation (Petit, Aubin et al. 2004). De plus, pour la suspension, la force de traction a été estimée par un pourcentage du poids du patient, tandis que les forces de cisaillement de l'hyperextension ont été négligées.

Ces deux études présentent également une limitation importante en ce qui a trait au nombre de patients ayant été recruté. Il est vrai que le nombre de patients est suffisant pour comparer deux méthodes d'évaluation sans tenir compte des différences d'amplitude ou du type de courbes. Or, lorsque séparé en sous-groupe, le nombre de patients devient nettement insuffisant. Une étude sur une plus longue période devra être menée, afin de récolter des données provenant d'une plus grande cohorte de patients, particulièrement pour le sous-groupe des courbes thoracolombaires/lombaires.

De plus, dans ces deux études cliniques, le test d'inflexion latérale maximale volontaire a semblé incapable de réduire adéquatement les rotations axiales indésirables. C'est pourquoi, les nouveaux tests d'évaluation de la flexibilité rachidienne sont présentés comme une meilleure alternative. Cependant, l'augmentation de la rotation axiale peut être, dans plusieurs cas, introduite par la méthode de calcul et non par le test lui-même. En effet, dans les deux études, la rotation axiale de la vertèbre apicale a été mesurée par une méthode en 2D (méthode de Stokes) qui calcule l'angle entre la vertèbre et le plan frontal. Le patient

doit donc être bien positionné avec le bassin orienté dans le plan frontal pour que la mesure de la rotation entre la vertèbre et le plan corresponde réellement à la rotation axiale. Dans le cas de la suspension et de l'hyperextension, la standardisation du positionnement du sujet permet cette correspondance. Or, pour ce qui est du test d'inflexion latérale, le sujet peut effectuer son mouvement dans divers plans, ce qui introduit un biais non négligeable. Il serait donc préférable, dans l'avenir, calculer la rotation axiale par une méthode en 3D pour éviter ce biais.

La comparaison entre les deux concepts prometteurs a identifié la suspension comme étant plus avantageuse que l'hyperextension en décubitus dorsal. Ce concept présente, en effet, de nombreux avantages que l'hyperextension ne présente malheureusement pas. Par exemple, la radiographie est prise dans une position verticale s'apparentant à la position debout. Il s'agit d'un net avantage, puisque les chirurgiens ont l'habitude d'être en présence de telles radiographies. Par conséquent, il sera peut-être plus facile de faire adopter la nouvelle méthode en clinique. De plus, ces radiographies seront sûrement plus faciles à analyser, puisque les logiciels d'analyse et de reconstruction 3D sont d'abord développés pour une position debout. Il risque donc d'y avoir moins d'erreurs. Le concept de suspension pourra également être adapté afin d'être utilisé avec le système EOS. Ceci est de nouveau un très grand avantage, car en plus de diminuer de beaucoup la dose de radiation perçue par le sujet, ce système permettra de visualiser les déformations des disques intervertébraux et de reconstruire la colonne vertébrale en 3D à partir de radiographies bi-planaires prises simultanément. Une telle reconstruction 3D permettra une meilleure analyse des angles de Cobb et de la rotation axiale de la vertèbre apicale. Donc, une fois de plus, l'erreur serait réduite.

Au niveau de la méthode d'acquisition des données sur les forces en jeu, la suspension a l'avantage d'être beaucoup plus simple que l'hyperextension. En effet, aucun appareil électronique n'a besoin d'enregistrer des données, puisque la seule information nécessaire au calcul des indices de flexibilité est le poids du patient. Ce paramètre est inscrit systématiquement dans le dossier des patients le matin du test. Des complications

d'appareils de mesures, comme une matrice de pression qui ne fonctionne pas ou qui est mal calibrée, ne risquent donc tout simplement pas de gêner l'analyse. Par la même occasion, l'installation de l'équipement et la préparation au test devient nettement plus simple. De plus, les résultats obtenus pour les indices de flexibilité sont davantage similaires à ceux provenant des études *in vitro*. En raffinant le concept, il sera même possible d'estimer les indices de flexibilité d'une manière plus précise. Par exemple, en utilisant une méthode personnalisée afin de calculer les paramètres des segments corporels à partir de radiographies bi-planaires (Dumas, Aissaoui et al. 2005) à la place de l'estimation à partir d'un pourcentage du poids du patient (Chaffin, Anderson et al. 2006). De plus, il sera possible d'utiliser un modèle biomécanique pour simuler la suspension et raffiner davantage la méthode. Finalement, l'analyse statistique (Mann-Whitney) a montré que le concept de suspension fournit une meilleure réductibilité des courbes du plan frontal que celui de l'hyperextension.

La suspension est également plus facile à standardiser que l'hyperextension. En effet, au cours du test d'hyperextension, plusieurs complications liées au positionnement du patient ont été vécues. Il a été difficile de standardiser l'endroit exact où le patient s'installait. Cette variation de positionnement nuit sûrement à la reproductibilité de la méthode. D'un autre côté, la seule variation que le patient peut introduire lors du test de suspension proviendrait d'une contraction musculaire des membres supérieurs. Il n'y a donc pas de variation de position. Or, les contractions musculaires peuvent tout de même faire varier les résultats de flexibilité en rigidifiant les courbes. Une étude plus approfondie à ce sujet sera nécessaire.

Au décompte final, la suspension a récolté 195,5 points sur une possibilité de 276. C'est un résultat (70,8%) relativement bon, surtout que l'étude clinique qui a été menée est en fait une preuve de concept et qu'aucun raffinement de la solution n'a encore été fait. Pour ce qui est des objectifs posés au tout début de ce projet, le concept de suspension y répond adéquatement. Le premier de ces objectifs était de développer une méthode permettant de connaître les forces externes appliquées sur le patient lors du test. La suspension est basée sur une force de traction standardisée : le poids du patient. Cette force a été estimée en

fonction de la localisation de l'apex de la courbe à l'aide de paramètres anthropométriques (annexe VII). Puisque les indices de flexibilité sont en accord avec les valeurs de flexibilité *in vitro*, la force principale de la suspension doit sûrement avoir été estimée adéquatement.

Il serait cependant possible de raffiner cette estimation. Comme mentionné dans l'article I (annexe VI), il serait possible d'utiliser une méthode personnalisée pour calculer les paramètres corporels de chaque segment à partir de radiographies biplans et ainsi connaître la distribution du poids de chaque patient (Dumas, Aissaoui et al. 2005). L'ajout de ce protocole serait assez aisé puisque tous les patients souffrant d'une scoliose adolescente idiopathique et devant se faire opérer à l'hôpital Sainte-Justine ont accès à des radiographies préopératoires par l'intermédiaire du système EOS (Dubousset, Charpak et al. 2005). Il serait donc possible de prendre des radiographies préopératoires biplans incluant la colonne vertébrale et les membres inférieures au lieu de s'arrêter au bassin. Une seconde force, négligée au cours de cette étude, pourrait également jouer un rôle important dans la réduction des courbes scoliotiques. Il s'agit de la force de torsion générée par l'appui du harnais sur la gibbosité. Une étude plus approfondie à ce propos serait recommandée.

Le second objectif secondaire était de développer un protocole de test standardisé. Cet objectif a également été atteint. En effet, la force de traction est standardisée en fonction du poids du patient. Donc, si le test est fait deux fois dans la même journée, la force ne variera pas d'une fois à l'autre. De plus, la position du patient est standardisée. Il n'y a aucune participation active de la part du sujet ou des techniciens à proximité du patient lors de la prise de la radiographie. Il faudrait toutefois vérifier si la contraction musculaire des membres supérieurs du patient a un effet sur la réductibilité des courbes scoliotiques. De plus, il serait possible d'introduire une sollicitation standardisée en torsion pour estimer davantage d'indices de flexibilité tout comme dans le cas de l'hyperextension.

Le troisième et dernier objectif secondaire était de comparer la mobilité intervertébrale obtenue à l'aide de la suspension avec celle acquise lors du test d'inflexion latérale maximale volontaire. Cette comparaison a eu lieu et les résultats ont été très prometteurs. En

effet, la suspension produit une réduction des courbes du plan frontal similaire à celle produite par le test d'inflexion latérale maximale volontaire. Plus précisément, la réduction est plus importante pour le concept de suspension lorsqu'il s'agit de courbes sévères ($\geq 60^\circ$) et pour le test conventionnel lorsqu'il s'agit de courbes modérées ($< 60^\circ$). Néanmoins, la suspension produit une dérotation de la vertèbre apicale nettement plus importante que ce que produit l'inflexion latérale et ce pour tous les types de courbes.

Finalement, l'objectif principal de ce mémoire était de développer une méthode standardisée afin de mesurer, pour la première fois, la flexibilité de la colonne vertébrale *in vivo*. Puisque les trois objectifs secondaires ont été atteints avec succès et que les résultats des indices de flexibilité sont en accords avec les valeurs *in vitro*, il est possible d'affirmer que le concept de suspension répond adéquatement aux besoins des clients et que l'objectif principal a été atteint.

CONCLUSION

Ce mémoire s'est intéressé à l'évaluation *in vivo* de la flexibilité de la colonne vertébrale chez des sujets présentant une scoliose adolescente idiopathique et devant se faire opérer. Les objectifs secondaires étaient de développer une méthode permettant de connaître les forces externes appliquées sur le patient lors du test, de développer un protocole de test standardisé et de comparer la mobilité intervertébrale obtenue à l'aide de la nouvelle méthode avec celle acquise lors du test d'inflexion latérale maximale volontaire.

La méthode développée et retenue, la suspension, a répondu à tous les objectifs du projet et a confirmé, par le fait même, qu'il est possible d'évaluer la flexibilité *in vivo*. La flexibilité du rachis, par définition, est la relation entre les forces et le changement de forme de la colonne vertébrale. Malheureusement, elle a été confondue pendant plusieurs années avec la réductibilité rachidienne qui est définie comme étant le changement d'amplitude de l'angle de Cobb entre deux positions sans tenir compte des forces en jeu. Bien qu'il soit raisonnable de penser qu'il existe un lien naturel entre la flexibilité et la réductibilité, cette étude a démontré que la réductibilité seule n'est pas suffisante pour prédire la flexibilité de la colonne vertébrale. En effet, la relation entre ces deux paramètres a été pratiquement inexistante dans tous les plans de l'espace et ce dans les deux études cliniques qui ont été menées. Ces études suggèrent qu'il faut impérativement considérer les forces responsables du changement de forme afin de connaître la flexibilité d'un segment.

Nonobstant, la réductibilité demeure un paramètre clé dans l'évaluation préopératoire de la scoliose idiopathique. En effet, sans réductibilité il serait tout à fait impossible de mesurer la flexibilité. De plus, sachant que la scoliose est une déformation tridimensionnelle, l'évaluation de la flexibilité rachidienne devient capitale pour les trois plans de l'espace. Cependant, le test conventionnel d'inflexion latérale maximale volontaire n'a pas été en mesure de réduire suffisamment les rotations axiales et ce dans le cadre des deux études cliniques. En effet, dans près de la moitié des cas (19/41), ce test n'a pas du tout corrigé les rotations indésirables. Toutefois, ceci est sûrement dû en partie à la méthode de mesure qui

n'évalue pas forcément la rotation axiale dans le cas du test d'inflexion latérale. D'un autre côté, ce problème de mesure est introduit par un manque de standardisation du test conventionnel pour ce qui est de la position du patient. Le test de suspension, pour sa part, a fait preuve d'une bonne réductibilité dans le plan frontal (39%) et dans le plan axiale (28%). Ce test bénéficie donc d'un net avantage sur le test conventionnel d'évaluation de la flexibilité rachidienne.

La seconde fonction d'un test de flexibilité est de prédire les corrections postopératoires. Une prédiction signifie qu'il existe un certain lien (direct, linéaire, polynomial...) entre l'amplitude de réduction de la courbe lors du test de flexibilité et la correction obtenue suite à la chirurgie. Cependant, jusqu'à maintenant, le lien recherché a presque toujours été le lien direct. C'est pour cela que les tests de flexibilité rachidienne ont souvent été comparés entre eux en fonction de l'amplitude de la réduction des courbes scoliothiques. Plus la réduction était grande, donc se rapprochant de l'amplitude de correction postopératoire, plus le test était considéré comme performant. Le test de suspension n'a pas produit une réduction des courbes dans le plan frontal (39%) se rapprochant de la correction postopératoire (73%). Néanmoins, lorsqu'une relation linéaire a été recherchée, le test de suspension s'est avéré fortement corrélé à la correction postopératoire ($r = 0.74$). De plus, il a été démontré clairement au cours de ce mémoire que la réductibilité n'est pas suffisante pour évaluer la flexibilité. Il serait donc peut-être temps de modifier la pensée générale selon laquelle le meilleur test de flexibilité produit la plus grande réduction et de considérer de nouveaux paramètres tels les indices de flexibilité.

Les indices de flexibilité du concept de suspension ont été calculés à partir du poids des patients (annexe IV). La force de traction est donc constante et facilement estimable à partir de données anthropométriques. Il n'y a aucune participation active de la part du patient ou des techniciens lors de la suspension. De plus, aucun problème majeur de positionnement ou de calcul des forces n'a été répertorié. Or, toutes les pièces du harnais devront être fabriquées dans un matériel radiotransparent afin d'éviter de masquer la colonne vertébrale des patients les plus déformés. Finalement, l'estimation des indices de flexibilité est réaliste

et en accord avec les résultats trouvés lors d'étude *in vitro*. Des recommandations peuvent cependant être formulées pour améliorer la connaissance du concept de suspension et de l'effet de ce concept sur le patient:

- 1- Étudier spécifiquement la reproductibilité du concept de suspension.
- 2- Étudier l'impact des forces développées par le harnais sur la gibbosité.
- 3- Étudier l'impact d'une contraction musculaire de la part du patient lors de la suspension.
- 4- Étudier le potentiel du test de suspension à prédire les corrections postopératoires.
- 5- Recruter davantage de patients pour étudier la réductibilité des courbes scoliothiques des sous-groupes.

Des recommandations peuvent également être énoncées pour améliorer le protocole de calcul des indices de flexibilité.

- 1- Intégrer la suspension à un système de radiographie biplan permettant d'exécuter une reconstruction 3D du rachis lors du test. (ex : système EOS)
- 2- Personnaliser la répartition pondérale de chaque patient à partir d'une reconstruction 3D du tronc et des membres inférieurs du patient afin de mieux estimer la force de traction.
- 3- Simuler la suspension à l'aide d'un modèle biomécanique afin de mieux estimer l'amplitude du moment agissant dans le plan frontal.
- 4- Personnaliser les propriétés mécaniques du modèle à l'aide d'une approche de modélisation inverse.
- 5- Imposer une rotation axiale du tronc pour pouvoir estimer davantage d'indices de flexibilité.
- 6- Effectuer une étude *in vitro* avec des conditions de chargement similaires à celles du test de suspension afin de pouvoir comparer les résultats.

Ces outils amélioreront certainement le test de suspension en ce qui a trait à la précision de l'estimation des indices de flexibilité. De plus, un test normalisé d'évaluation de la flexibilité permettant d'estimer la vraie flexibilité rachidienne pourra être utilisé pour améliorer la planification du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique par une meilleure connaissance des forces requises dans chaque plan pour corriger les déformations. Ceci pourrait éventuellement améliorer les traitements chirurgicaux et donc la qualité de vie des patients. Ce test de flexibilité pourra peut-être même être bénéfique dans les autres cas de chirurgies rachidiennes nécessitant une stabilisation par instrumentation chirurgicale (spondylolisthésis, spondylolyse, sténose spinal). Il pourra également être envisagé pour la planification de traitements plus conservateurs tels que le port d'un corset.

ANNEXE I

SYSTÈME DE COORDONNÉES CARTÉSIENNES EN PHYSIOLOGIE HUMAINE

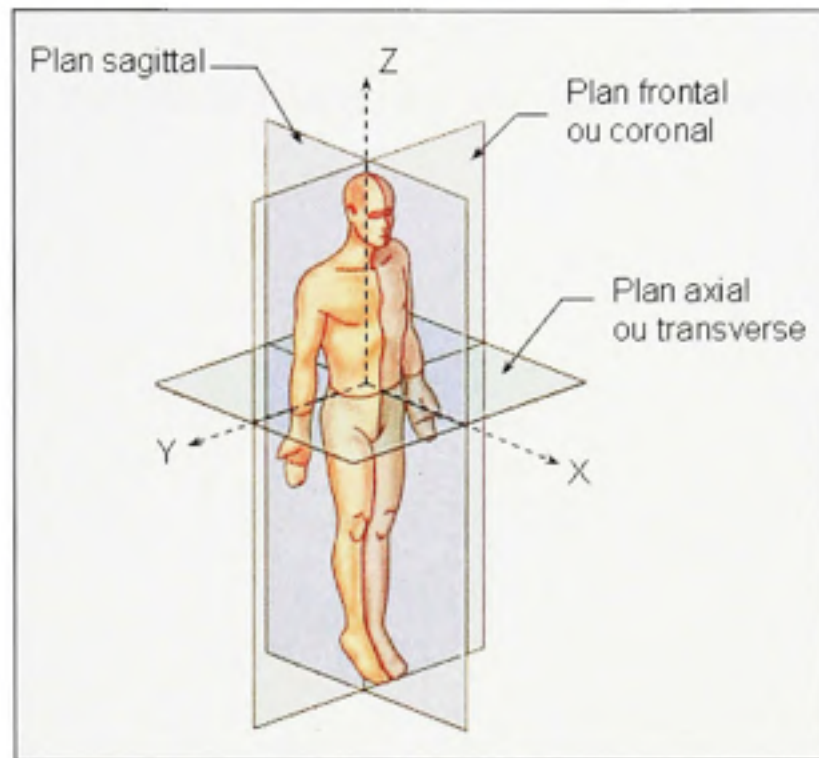


Figure I.1 *Système de coordonnées.*
 (Adaptée de SEER's Training Web Site, 2000, *Body Planes* [Notre traduction])

Source : Cette figure a été tirée du site Internet SEER's Training Web Site, 2000.

- Plan frontal :** Plan vertical divisant le corps et toutes ses parties en une portion antérieure et une postérieure.
- Plan sagittal :** Plan vertical allant de l'avant vers l'arrière et divisant le corps en une portion droite et une gauche.
- Plan transversal :** Plan horizontal divisant le corps en une portion supérieure et une inférieure.

ANNEXE II

AMPLITUDE DE MOUVEMENT DU RACHIS SELON LES SOLLICITATIONS

Les tableaux II.1 et II.2 présentent les amplitudes de mouvement par articulation vertébrale pour les trois types de rotations possibles. Pour chaque type de mouvement, ces tableaux présentent les valeurs limites (minimales et maximales) ainsi que la valeur moyenne ou représentative de l'articulation en question. Pour connaître l'amplitude totale moyenne d'un segment vertébral, il faut additionner les valeurs représentatives de chaque articulation vertébrale pour le segment en question.

Tableau II.1

Amplitude de mouvement du segment thoracique selon White et Panjabi

Interspace	Combined Flexion/Extension ($\pm x$ -axis rotation)		One Side Lateral Bending (z -axis rotation)		One Side Axial Rotation (y -axis rotation)	
	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)
T1-T2	3-5	4	5	5	0-4	0
T2-T3	3-5	4	5-7	6	1-12	6
T3-T4	2-5	4	3-7	5	5-11	8
T4-T5	2-5	4	5-9	6	5-11	8
T5-T6	3-5	4	5-6	6	0-11	6
T6-T7	2-7	5	6	6	4-11	7
T7-T8	3-8	6	3-8	5	1-11	7
T8-T9	3-5	6	4-7	6	6-7	6
T9-T10	3-4	6	4-7	6	3-5	4
T10-T11	4-14	9	3-10	7	2-3	2
T11-T12	5-20	12	4-13	6	2-3	2
T12-L1	6-20	12	5-10	6	2-3	2

Source : Ce tableau a été tiré de White III et Panjabi, 1990, « Clinical Biomechanics of the Spine » et correspond à la « Table 2-3 : Limits and representative values of range of rotation of the thoracic spine » présentée à la page 103 du document originale.

Tableau II.2

Amplitude de mouvement du segment lombaire selon White et Panjabi

Interspace	Combined Flexion/Extension ($\pm x$ -axis rotation)		One Side Lateral Bending (z -axis rotation)		One Side Axial Rotation (y -axis rotation)	
	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)
L1-L2	5-16	12	3-6	6	1-3	2
L2-L3	6-18	14	3-10	6	1-3	2
L3-L4	6-17	15	4-12	8	1-3	2
L4-L5	9-21	16	3-9	6	1-3	2
L5-S1	10-24	17	2-6	3	0-2	1

Source : Ce tableau a été tiré de White III et Panjabi, 1990, « Clinical Biomechanics of the Spine » et correspond à la « Table 2-4 : Limits and representative values of range of rotation of the lumbar spine » présentée à la page 107 du document original.

Ainsi, les valeurs suivantes ont pu être calculées :

Tableau II.3

Amplitude de mouvement par type de segment calculée à partir des données de White et Panjabi

Mouvement	Segment thoracique (T1-L1)	Segment lombaire (L1-S1)	Rachis complet (T1-S1)
Flexion/Extension	76 °	74 °	150 °
Flexion latérale (un côté)	76 °	29 °	105 °
Rotation axiale (Un côté)	71 °	9 °	80 °

Cependant, en se basant uniquement sur les valeurs de White et Panjabi, il est impossible de savoir quelle est la proportion du mouvement qui est liée à la flexion et quelle est celle liée à l'extension. C'est pourquoi, d'autres études ont été compilées dans l'analyse.

Dans une étude (Willems, Jull et al. 1996) portant sur les amplitudes de mouvements du segment thoracique, les données sont répertoriées en séparant la flexion de l'extension (tableau II.4).

Tableau II.4

Amplitude de mouvement du segment thoracique selon Willem, Jull et al.

Mouvement	T ₁₋₄		T ₄₋₈		T ₈₋₁₂	
	M	F	M	F	M	F
Flexion	7.8 (5.0)	9.5 (4.9)	10.0 (3.3)	11.4 (4.3)	12.5 (2.8)	12.8 (3.9)
Extension	9.0 (6.4)	7.1 (7.8)	9.9 (5.8)	7.9 (4.6)	7.8 (4.6)	9.7 (5.2)
Lat. Flexion (R)	6.2 (2.7)	6.2 (2.1)	7.7 (2.3)	8.5 (2.3)	12.4 (2.9)	11.9 (2.3)
Lat. Flexion (L)	5.6 (2.5)	6.1 (2.9)	8.1 (2.5)	7.9 (2.1)	13.2 (2.4)	12.0 (2.3)
Rotation (R)	15.9 (4.9)	14.4 (4.6)	25.3 (6.7)	24.3 (6.1)	8.3 (6.1)	7.9 (5.5)
Rotation (L)	12.1 (5.1)	11.8 (4.4)	22.1 (6.3)	21.5 (4.6)	11.8 (4.9)	8.3 (4.2)*

Source : Ce tableau a été tiré de Willems, Jull, et al. 1996. « An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine » et correspond à la « Table 1: Average values of primary movement in each thoracic region in male and female subjects » présentée à la page 314 du document original.

La valeur moyenne entre les hommes et les femmes pour chaque tranche de segment a d'abord été calculée. Ensuite, ces trois valeurs ont été additionnées pour donner l'amplitude moyenne totale en flexion et en extension pour le segment thoracique. Les valeurs obtenues sont les suivantes :

Flexion	:	32°	55% (de 58°)
Extension	:	26°	45% (de 58°)
Amplitude totale	:	58°	

La valeur de l'amplitude totale dans l'étude de Willems, Jull et al. est inférieure à celle de White et Penjabi. En sachant que White et Penjabi ont compilé plusieurs études, il est normal de penser que Willems, Jull et al. sous-estiment légèrement les amplitudes de mouvement. Cependant, très peu d'études se sont intéressées à l'amplitude de mouvement du segment thoracique et encore moins d'études ont séparé la flexion de l'extension. Donc, les valeurs de Willems, Jull et al. ont été prises pour évaluer le pourcentage du mouvement total qui est lié à la flexion et celui lié à l'extension. En appliquant ces pourcentage aux valeurs de White et Penjabi ont obtient 42° en flexion et 34° en flexion.

Pour le segment lombaire, une étude (Ng, Kippers et al. 2001) rapportant l'amplitude spécifique à chaque mouvement a été trouvée (tableau II-5). De plus, l'amplitude totale est de 71°, ce qui est très proche des 76° trouvé par White et Penjabi. Ainsi, les données de Ng, Kippers et al. sont conservées pour le tableau synthèse.

Tableau II.5

Amplitude de mouvement du segment lombaire selon Ng, Kipper et al.

	Mean (°)
Flexion	52 ± 9
Extension	19 ± 9
Sagittal plane (flexion and extension)	71 ± 12

Source : Ce tableau a été tiré de Ng, Kippers et al. 2001. « Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values » et correspond à la « Table 2': Average values of range of rotation in lombar region » présentée en page 56 du document original.

ANNEXE III
TESTS DE FLEXIBILITÉ

Tableau III.1

Résumé de la réduction obtenue par type de test et par type de courbe

Décubitus dorsal

Étude	Courbes Modérées ≤ 60° (%)		Courbes Sévères > 60° (%)		Correction moyenne (%)
	Thor.	Lomb.	Thor.	Lomb.	
(Klepps, Lenke et al. 2001)	Thoraciques : 21		Lombaires : 28		23
(Petit, Aubin et al. 2002)	Thoraciques : 38		Lombaires : 44		-
(Yazici, Acaroglu et al. 2001)	-	-	-	-	30
(Vedantam, Lenke et al. 2000)	30		32*		30

* Seulement 2 patients

Inflexion latérale maximale volontaire

Étude	Courbes Modérées ≤ 60° (%)		Courbes Sévères > 60° (%)		Correction moyenne (%)
	Thor.	Lomb.	Thor.	Lomb.	
(Hamzaoglu, Talu et al. 2005)	66	81	43	51	-
(Davis, Gadgil et al. 2004)	30		27		28
(Cheung and Luk 1997)	52		38		47
(Luk, Cheung et al. 1998)	52		41		59
(Klepps, Lenke et al. 2001)	Thoraciques : 42		Lombaires : 54		45
(Petit, Aubin et al. 2002)	Thoraciques : 72		Lombaires : 86		-
(Polly and Sturm 1998)	46	66	32	41	53
(Vedantam, Lenke et al. 2000)	59		46*		59

* Seulement 2 patients

Traction

Étude	Courbes Modérées ≤ 60° (%)		Courbes Sévères > 60° (%)		Correction moyenne
	Thor.	Lomb.	Thor.	Lomb.	
(Hamzaoglu, Talu et al. 2005)	49	56	35	40	-
(Polly and Sturm 1998)	42	48	40	41	44

Poussées latérales en décubitus ventral

Étude	Courbes Modérées ≤ 60° (%)		Courbes Sévères > 60° (%)		Correction moyenne
	Thor.	Lomb.	Thor.	Lomb.	
(Kleinman, Csongradi et al. 1982)	-	-	-	-	42
(Vedantam, Lenke et al. 2000)	56		58*		56
(Klepps, Lenke et al. 2001)	Thoraciques : 40		Lombaires : 44		41

* Seulement 2 patients

Inflexion latérale avec point d'appui

Étude	Courbes Modérées ≤ 60° (%)		Courbes Sévères > 60° (%)		Correction moyenne
	Thor.	Lomb.	Thor.	Lomb.	
(Hamzaoglu, Talu et al. 2005)	74	83	45	53	-
(Cheung and Luk 1997)	63		53		59
(Luk, Cheung et al. 1998)	60		53		58
(Klepps, Lenke et al. 2001)	Thoraciques : 50		Lombaires : 64		54

Les valeurs de certaines études (Cheung and Luk 1997; Luk, Cheung et al. 1998; Polly and Sturm 1998; Vedantam, Lenke et al. 2000; Davis, Gadgil et al. 2004) ne sont pas présentées

explicitement dans les articles. Elles ont été calculées à partir des données spécifiques de chaque patient présentes dans les articles.

ANNEXE IV
BESOINS ÉNONCÉS PAR LES CLIENTS

Besoins cliniques (orthopédistes):

- Pouvoir prédire la correction finale (corrélation avec les résultats postopératoires).
 - Pouvoir observer la souplesse du disque lors d'inflexions latérales pour ainsi faciliter le choix des niveaux d'instrumentation.
 - Connaître la mobilité maximale: surtout dans le plan frontal.
 - Savoir comment le rachis réagit dans le plan sagittal et transverse lorsque les courbes du plan frontal sont dépliées.
-

But du projet (Anne) : Découvrir d'où vient la rigidité du rachis. Quelle en est la cause ? Elle s'intéresse surtout aux propriétés mécaniques des tissus mous (disque intervertébrale). Elle doit pouvoir constater une certaine différence (mouvement, force, forme...) au niveau des tissus conjonctifs entre la position debout et celle du test.

Besoins Anne :

- Ramener le rachis vers la position neutre
 - Mesurer la distance entre chaque vertèbre et la compression des disques intervertébraux
 - IRM ou Ultrasons pour visualiser les tissus mous
 - Connaître les forces dans les tissus conjonctifs (en 3D ou au moins dans deux directions)
 - Identifier le plan de déformation maximale et les changements qui s'y produisent lors du test
 - Mesurer l'activité musculaire
-

Projets (Carl-Éric):

- Conception d'implant et d'outils chirurgicaux
- Système sans fusion
- Simulateur de chirurgie
- Personnalisation des propriétés mécaniques

Besoins Carl-Éric :

- Quantifier les déplacements ou les déformations selon un champ de force
- Information utile principalement dans le plan frontal
- Le plus d'information possible dans les autres plans
- Simulateur de chirurgie :
 - Connaître la rigidité en torsion (dérotation)
 - Tension, compression et cisaillement (- important)

ANNEXE V
REMUE-MÉNINGES

A) IDÉES ISSUES DU REMUE-MÉNINGES

1. *Comment corriger les courbes scoliotiques dans le plan frontal?*

- 1.1. Déplier la courbe avec un mouvement d'inflexion latérale.
- 1.2. Déplier la courbe avec une sollicitation en traction.
- 1.3. Déplier la courbe en poussant sur l'apex.
- 1.4. Déplier la courbe avec une sollicitation en rotation (couplage).

2. *Comment imposer un mouvement d'inflexion latérale?*

- 2.1. Coucher le patient latéralement sur un ballon d'exercice du côté de l'apex de la courbe.
- 2.2. Coucher le patient latéralement sur une structure roulante (cylindre) du côté de l'apex de la courbe.
- 2.3. Coucher le patient latéralement sur une structure archée du côté de l'apex de la courbe.
- 2.4. Appareil composé de coussins dynamiques pouvant maintenir le bassin en place d'un côté pendant qu'un coussin pousse le haut du corps selon un mouvement circulaire.
- 2.5. Suspendu latéralement par les pieds et les bras.
- 2.6. Coucher le patient latéralement sur un coussin cylindrique à partir d'une position debout (« *Bending* » debout).
- 2.7. Coucher le patient sur une structure oblique se terminant au mi-thorax.

3. *Comment appliquer des efforts en tension? (Effort en Traction)*

- 3.1. Suspendre par les bras, à la verticale ou en diagonale (figure V.1).



Figure V.1 *Suspension oblique par les bras.*
(Adaptée de The Pilates Room, 2007, Large ladder barrel - Spine extension)

Source : Cette figure été du site Internet The Pilates Room, 2007.

- 3.2. Suspending sous les bras (aisselle) à l'aide de coussins.
- 3.3. Suspending par les pieds (figure V.2 et V.3).



Figure V.2 *Suspension par les pieds à l'aide d'une structure basculante.*
(Tirée de Green Door Wellness)

Source : Cette figure été du site Internet Green Door Wellness.



Figure V.3 *Suspension par les pieds à l'aide de bottes de suspension.*
(Tirée de Green Door Wellness)

Source : Cette figure été du site Internet Green Door Wellness.

3.4. Suspending par le bassin (figure V.4).



Figure V.4 *Suspension par le bassin.*
(Tirée de Green Door Wellness)

Source : Cette figure été du site Internet Green Door Wellness.

- 3.5. Suspending avec un harnais.
- 3.6. Accrocher des poids au patient afin de maximiser la traction.
- 3.7. Tirer sur le patient par la tête, les bras, etc. Le patient est en position vertical avec les pieds fixés au sol.

3.8. Traction par la tête (figure V.5).



Figure V.5 *Traction par la tête.*
(Tirée de Orthopod, 2007)

Source : Cette figure été du site Internet Orthopod, 2007.

4. *Comment imposer une correction de la cyphose? (Efforts en flexion)*

4.1. Coucher le patient sur le ventre et abaisser la tête et le thorax (figure V.6)



Figure V.6 *Abaisser la tête et le thorax.*
(Tirée de Back Trainer, 2006)

Source : Cette figure été du site Internet Back Trainer, 2006.

4.2. Lever le bassin (figure V.7 et V.8).



Figure V.7 *Lever le bassin et les pieds.*
(Tirée de *The Pilates Room*, 2007)

Source : Cette figure été du site Internet The Pilates Room, 2007.



Figure V.8 *Lever le bassin en conservant les pieds au sol.*
(Tirée de *The Pilates Room*, 2007)

Source : Cette figure été du site Internet The Pilates Room, 2007

- 4.3. Suspendre à l'horizontal par les pieds et les mains, le dos vers le sol.
- 4.4. Appareil qui pousse derrière la tête et le cou dans un mouvement circulaire.
- 4.5. Poussées au niveau du sternum.

5. *Comment imposer une correction de la lordose? (Efforts extension)*

- 5.1. Positionner le patient sur le dos et creuser la région lombaire à l'aide de coussins.
- 5.2. Coucher le patient sur le ventre en prenant comme point d'appui les épaules et le bassin. Laisser le ventre pendre dans le vide pour que la gravité creuse la lordose.
- 5.3. Coucher le patient sur le ventre et élever le haut du corps (figure V.1).
- 5.4. Fixer les pieds du patient au sol et pousser dans le dos dans la région lombaire.
- 5.5. Coucher le patient sur le dos sur une structure archée (figure V.9).



Figure V.9 *Augmenter la lordose à l'aide d'une structure archée.*
(Adaptée de HealthEGood, 2007)

Source : Cette figure été du site Internet HealthEgood, 2007

6. *Comment appliquer des efforts en compression?*

- 6.1. Positionner le patient debout (gravité).
- 6.2. Comprimer le rachis en appliquant un effort au niveau des épaules.
- 6.3. Effectuer une flexion (un côté en extension et l'autre en compression).
- 6.4. Lever le bassin (figure V.7).

7. Comment imposer une rotation axiale (Torsion) dans le sens de la correction?

- 7.1. Faire pivoter les jambes sur le côté (figure V.10).



Figure V.10 *Rotation des jambes.*
(Tirée de ABC-of-Fitness, 2007)

Source : Cette figure été du site Internet ABC-of-Fitness, 2007.

- 7.2. Bloquer les bras avec une tige puis les faire pivoter (figure V.11).



Figure V.11 *Rotation rachidienne à l'aide d'une tige.*
(Tirée de Fifth Ave Physiotherapy)

Source : Cette figure été du site Internet Fifth Ave Physiotherapy.

B) TRI DES IDÉES ISSUES DU REMUE-MÉNINGES

Idées retenues :

- **1.1. à 1.4. : Déplier les courbes du plan frontal avec un mouvement d'inflexion latérale, de la traction, des poussées latérales et de la rotation axiales :**
Il s'agit de 4 méthodes connues et efficaces pour déplier les courbes scoliotiques du plan frontal.
- **2.3. et 5.5. : Structure archée :**
Elle semble efficace autant dans le plan frontal que sagittal tout en laissant d'amples possibilités pour maximiser la forme du rachis lors de la prise de l'image soit avec des poussées latérales, de la rotation axiale, etc.
- **2.6. : « Bending » debout :**
Il s'agit d'un mouvement d'inflexion latérale se rapprochant du maximum en éliminant pratiquement le biais du mouvement volontaire du « *side-bending* ».
- **2.7. : Structure oblique :**
Mouvement complètement passif engendré par la gravité. Il suffit de stabiliser le patient dans le bon plan.
- **3.1. et 5.3. : Suspension par les bras :**
Il s'agit d'une bonne méthode répondant à 3 critères soit l'application d'un effort de traction, la correction des courbes dans le plan frontal et l'amplification de la lordose. Cependant, la traction ne se produit pas dans haut de la colonne vertébrale.
- **3.3. : Suspension par les pieds :**
Il s'agit d'une méthode de traction permettant de soumettre la totalité du rachis à la force sans pour autant être dangereux comme la traction au

niveau de la tête. Cependant, cette idée a des chances d'être rejetée éventuellement par le comité d'éthique.

- **3.4. : Suspension par le bassin :**
Pour les mêmes raisons que précédemment. De plus, aucun efforts de traction n'est généré au niveau des membres inférieurs ce qui peut être bénéfique pour les patients ayant des troubles articulaires.
- **3.5. : Suspension par un harnais :**
Il s'agit d'un système sécuritaire où le patient demeure passif. De plus, le design du harnais peut être fait de manière à soumettre la totalité du rachis en traction en faisant passer une fraction de la charge par la tête et le cou.
- **3.6. : Poids suspendus :**
Il peut s'avérer intéressant de maximiser la traction du rachidienne. Il faut cependant s'assurer que la charge soit raisonnable et sécuritaire.
- **3.7. et 5.4.: Traction avec les pieds fixés au sol :**
Bonne alternative pour éviter la suspension du patient. Au lieu d'être la gravité qui agit comme force de traction, il s'agit d'une force imposée. Le patient est donc plus stable dans l'espace et il est maintenant possible de pousser au niveau des courbes à corriger, comme la lordose par exemple.
- **4.1. : Augmenter la cyphose en abaissant la tête :**
Bonne méthode, il faut seulement s'assurer qu'elle ne nuit pas à la correction dans le plan frontal.
- **4.2. et 7.4. : Lever le bassin :**
La position peut être rude sur le cou et bloquer le mouvement des vertèbres dans les autres plans. Or, il est possible de tester la flexibilité maximale du

rachis en flexion dans la région thoracique tout en imposant un effort de compression. Cet effort correspond à la masse des membres inférieurs.

- **4.5. :** **Poussées au niveau du sternum :**
Il s'agit d'une méthode simple pour augmenter la cyphose. De plus, cette méthode n'engendre pas nécessairement une diminution de la lordose.
- **5.1. :** **Coussins lombaires :**
Il s'agit d'une méthode simple pour augmenter la lordose sans nécessairement diminuer la cyphose.
- **5.2. :** **Maintient au niveau du bassin et des épaules:**
Idem que précédemment.
- **6.1. :** **Rotation des jambes :**
Il s'agit d'une méthode très simple et efficace pour tous les types de patient. De plus, elle ne demande aucun équipement particulier tout en permettant la standardisation.
- **6.2. :** **Faire pivoter le haut du corps à l'aide d'une tige :**
Il s'agit d'une méthode fiable et implantable dans plusieurs concepts précédemment énumérés.
- **7.2. :** **Compression à l'aide de poids sur les épaules :**
Les poids permettront d'atteindre une compression suffisante pour être intéressant à l'évaluation.
- **7.3. :** **Compression à l'aide d'une flexion :**
Il peut s'agir d'une méthode intéressante puisqu'elle peut se combiner facilement aux autres idées. Or, la compression est évaluable que d'un côté.

Idées rejetées :

- **2.1.: Ballon d'exercice :**
Une forme sphérique est trop instable pour positionner un patient de manière précise et reproductible.
- **2.2.: Structure roulante (cylindre) :**
Quoique plus stable que la sphère, le cylindre est tout de même une structure instable.
- **2.4.: Appareil composé de coussins dynamiques :**
L'appareil est trop complexe à fabriquer pour que des patients de différente grandeur puissent en profiter. Il y aurait trop d'ajustements. De plus, il serait difficile d'avoir des coussins s'adaptant aux courbes générées dans le plan frontal tout en ayant des points d'appuis assez larges pour ne pas blesser le patient.
- **2.5.: Suspension latérale du patient par les pieds et les bras :**
Il s'agit d'une action dangereuse qui pourrait blesser le patient au niveau des membres supérieurs et inférieurs. De plus, le patient serait très instable dans cette position.
- **3.2.: Coussins de suspension positionnés sous les bras :**
Les coussins devront être presque totalement radio-transparent afin de permettre une bonne vue des vertèbres thoraciques ce qui peut s'avérer dispendieux. De plus, le patient risque de se crispier musculairement afin de se maintenir en place sans compter que la région haute thoracique ne sera pas en tension puisque la force prendra son origine au niveau des bras.

- **3.8. : Suspension par la tête :**
Cette technique peut s'avérer dangereuse si un effort trop grand est transmis par le rachis cervical. Avec l'augmentation de la charge, cette technique prend graduellement la forme d'une pendaison.
- **4.3. : Suspension à l'horizontal par les pieds et les mains :**
Il s'agit d'une position inconfortable et instable.
- **4.4. : Appareil engendrant un mouvement de flexion en poussant derrière le cou :**
Il s'agit d'un appareil trop complexe. Le test doit demeurer le plus simple possible afin d'être éventuellement adopté comme examen de routine. De plus, un appareil aussi complexe s'avère très dispendieux.
- **7.1. : Compression avec une position debout :**
Il ne s'agit pas d'une compression suffisamment importante pour être intéressante à l'évaluation.

ANNEXE VI

**ARTICLE 1: ASSESSMENT OF SPINAL FLEXIBILITY IN ADOLESCENT
IDIOPATHIC SCOLIOSIS: SUSPENSION VERSUS SIDE-BENDING
RADIOGRAPHY**

Soumis pour publication dans la revue « Spine » le 3 avril 2008

Assessment of spinal flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Suspension versus Side-Bending Radiography

Marie-Eve Lamarre^{1,3}, BEng, Stefan Parent^{1,2}, MD, PhD, Hubert Labelle^{1,2}, MD, Carl-Eric Aubin^{1,4}, PhD, Julie Joncas¹, RN, Anne Cabral^{1,4}, BEng, Yvan Petit^{1,3}, PhD

1 Sainte-Justine University Hospital Center, 3175 Côte-Sainte-Catherine Rd, Montreal, Quebec, Canada, H3T 1C5

2 Department of Orthopaedic Surgery, University of Montreal, PO Box 6128, Station Centre-ville, Montreal, Quebec, Canada, H3C 3J7

3 Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure, 1100, Notre-Dame Ouest, Montreal, Quebec, Canada, H3C 1K3

4 Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, PO Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal, Quebec, Canada, H3C 3A7

Address correspondence and reprint requests to:

Yvan Petit, PhD, Associate professor

Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure

1100, rue Notre-Dame Ouest, Montreal, Quebec,

Canada, H3C 1K3

Tel : 514-396-8691

Fax : 514-396-8530

Email : yvan.petit@etsmtl.ca

Acknowledgement :

This research was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC). The authors also wish to thank Christian Bellefleur and Annick Koller for their technical contribution to this research.

Mini Abstract/Précis

Actual spine flexibility tests evaluate reducibility instead of flexibility since the forces involved in the movement are not known. The suspension test allows estimating the forces involved in addition to reducibility. The aim of this study is to verify if suspension is a better method than side-bending to estimate curve reducibility and spine flexibility.

Abstract

Study Design. Prospective evaluation of a new suspension test to determine curve flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) in comparison with erect side-bending.

Objective. To verify if the suspension is a better method than side-bending to estimate curve reducibility and to assess spine flexibility.

Summary of Background Data. Spinal flexibility is a decisive biomechanical parameter for the planning of AIS surgery. Side-bending is often referred as the gold standard, but it has a low reproducibility and there is no agreement amongst surgeons about the most advantageous method to use. Even more, every technique evaluates reducibility instead of flexibility since the forces involved in the change in shape of the spine are not considered.

Methods. 18 patients scheduled for AIS surgery were studied. Preoperative radiological evaluation consisted of 4 radiographs: standing posteroanterior, left and right erect side-bending and suspension. The side-bending and the suspension tests were compared on the basis of the apical vertebrae derotation and the scoliosis curve reduction. Frontal and axial flexibility indices, expressed as the ratio between the moment induced by the body weight and the reduction, were calculated from the suspension data.

Results. The average scoliosis curve reduction and apical vertebra derotation were respectively 21° (37%) and 3° (12%) for erect side-bending and 26° (39%) and 7° (28%) for suspension. The erect side-bending test generated a larger curve reduction ($p = 0.05$) when considering the moderate curves only and the suspension test ($p = 0.02$) when considering the severe curves. The suspension test produced a larger axial derotation ($p = 0.007$) when considering all the curves. The average traction force during suspension was 306 N (187 N-

377 N). The average estimation for the frontal flexibility index was 1.64 °/Nm (0.84-2.82) and 0.51°/Nm (0.01-1.39) for the axial flexibility index.

Conclusion. Results of this study demonstrate the feasibility to really evaluate the spine flexibility with the suspension test. The estimated flexibility values are realistic and similar to those reported *in vitro*. Suspension should be used in the future for spine flexibility assessment.

Key Words: adolescent idiopathic scoliosis, flexibility, suspension, side-bending, radiograph

Key Points:

- Spine flexibility is a relation between the forces involved and the spine shape modification.
- The suspension test allowed assessing the real flexibility of the spine in both the coronal and the transverse plane.
- The suspension test provided a similar Cobb angle reduction as side-bending but a larger apical vertebra derotation.
- The knowledge of the forces involved will help surgeons to improve the planning of the surgical instrumentation by a better knowledge of curves flexibility and the torque required to correct the deformities.

1 **Introduction**

2 Spinal flexibility is a decisive biomechanical parameter for the planning of Adolescent
3 Idiopathic Scoliosis (AIS) surgery. It provides information regarding, amongst others
4 things, the extent of structural curves, the vertebral levels to be instrumented and the
5 surgical approach. The side-bending x-rays evaluation is usually considered the gold
6 standard^{1,2,3} since it has been found better or equivalent to other methods like supine^{2,3},
7 traction^{4,5} or push-prone^{2,6} and it is easily performed. However, several authors^{2,4,7} have
8 emphasized the fact that side-bending radiographs fall short of predicting surgical
9 corrections. Moreover, doubts have been emitted^{1,3} about the reliability of this method since
10 the results vary with the muscular effort made by the patient. Therefore, its standardization
11 for more reproducible results is very difficult^{2,3}.

12

13 For these reasons, Cheung and Luk⁷ have developed the fulcrum bending test to “more
14 accurately reflect the true flexibility of the spine”⁷. Their technique turned out to be more
15 efficient for surgical prediction than the conventional side-bending test^{4,7,8}. Even more, two
16 studies^{7,8} show no statistical difference between fulcrum and surgical correction. Unlike the
17 side-bending, the fulcrum-bending act through a passive force which reduces the active
18 participation of the subject. But, the patient can still be unstable over the fulcrum cushion
19 and this can cause a misalignment in the frontal radiographic plane. Even more, the fulcrum
20 cushion needs to be well positioned at the apex level to be fully efficient. Avoiding these
21 pitfalls requires careful attention from technicians, contributes to increase the level of
22 difficulty of this test and prevents the fulcrum bending from adequate standardization.

23

24 More recently, traction radiographs made under general anesthesia have been introduced^{1,4}.
25 It has been shown generally equivalent to fulcrum bending for curve reduction⁴. Even if
26 anesthesia allows to completely avoiding patient contraction and spasm, it is not convenient
27 for surgical planning since the test has to be done just before surgery⁴.

28

29 Currently, there is no agreement amongst surgeons about the most advantageous method to
30 be used. Nevertheless, all the preceding methods evaluate curve mobility or reducibility
31 rather than mechanical flexibility of the spine since the forces involved in the scoliotic curve
32 reduction are not considered⁹. Actually, flexibility is defined as a relation between forces
33 and displacements. Wilke¹⁰ has defined it, for *in vitro* spinal testing, as the quotient of the
34 deformation to the loading. Various authors^{11,12,13} have shown an interest in the
35 biomechanical behaviour of the cadaveric spine in accordance with Wilke's definition.
36 These studies all attempted to recreate the *in vivo* loading and environment to assess spinal
37 mechanical properties and to study, amongst others, injury or degeneration mechanism and
38 new surgery techniques or implants. However, no study has ever estimated these mechanical
39 properties *in vivo*. Even more, the knowledge of these properties can give information about
40 the forces required for surgical manoeuvres and help surgeons to plan the operation.

41

42 Because of these concerns, a new type of flexibility test was developed to enable the
43 measurement of the forces involved, thus the real flexibility, in addition to reducibility
44 while being standardized. The purpose of this study is to evaluate the new suspension test in
45 comparison with the gold standard (side-bending radiograph) in estimating curve
46 reducibility and spine flexibility *in vivo*.

47

48 **Materials and Methods**

49 18 AIS patients (15 females and 3 males) with an average age of 15.9 years (range 12-18)
50 and scheduled for surgery have accepted to participate in this study. The exclusion criteria
51 were spinal surgery antecedents and the presence of any other pathology possibly interfering
52 with the results (neuromuscular disease, congenital pathologies, etc.).

53

54 The proposed flexibility test consisted of lifting the subject by his axillae in order to create a
55 spinal traction force resulting from the patient's own weight (Figure 1). To do so, a rigid
56 harness was used to maintain the patient's upper body in a fixed position with the arms
57 slightly angled forwards. Four cables were individually attached to the harness anchor
58 points using snap hooks. They passed through pulleys fixed on the ceiling of the supporting
59 structure and finally merged together on a winch. The patient was asked to hold the two
60 front cables during the suspension test in order to achieve a good positioning. By activating
61 the winch, the patient was raised upwards until his feet had entirely left the ground. A PA-
62 radiograph of the patient's trunk was then taken in that position (Figure 2b).

63

64 The preoperative radiological evaluation consisted of 4 posteroanterior radiographs:
65 standing, left and right maximum voluntary erect side-bending and suspension. Cobb angles
66 were measured on the four radiographs using the SpineView Software (Surgiview, Paris,
67 FRANCE). The axial rotation of the apical vertebra was also measured on each radiograph
68 using the Stokes method¹⁴ based on six anatomical landmarks per vertebra. Cobb angle and

69 axial rotation measurements were repeated twice on each radiograph by the same person.

70 The average value was used for all the following analyses.

71

72 The side-bending and the suspension tests were compared for every participant on the basis

73 of their Cobb angle reduction and apical vertebra derotation. The curves were subdivided

74 into groups according to their amplitude (moderate $< 60^\circ$ or severe $\geq 60^\circ$) based on previous

75 works^{4,5} which have shown reducibility differences between each category and their

76 localization (thoracic or thoracolumbar/lumbar). In patient with double curves, both curves

77 were analyzed. Statistical analyses were performed on absolute degree values using paired-

78 Wilcoxon non-parametric tests. Two flexibility indices per curves (K_θ in the frontal plane,

79 K_φ in the transverse plane) were calculated from the suspension test as follows:

80

$$81 \quad K_\theta = M/\Delta_\theta$$

$$82 \quad K_\varphi = M/\Delta_\varphi$$

83

84 where M is the moment induced (Nm), Δ_θ is the scoliotic curve reduction ($^\circ$) and Δ_φ is the

85 apical vertebra derotation ($^\circ$).

86

87 The moment induced was calculated from the patient's weight (Figure 3) measured on the

88 same day as the test. The first step was to identify the lower limit vertebra of the spinal

89 curve of interest. The second step was to estimate the force associated with the weight of the

90 body segment located under the vertebra using anthropometric data¹⁶. The third step was to

91 estimate the lever arm as the distance between the axis of traction (vertical line passing

92 through the center of the L5 vertebral body) and the vertical line passing through the
93 vertebral body of the apical vertebra. Finally, the moment was calculated from the product
94 of the force and the lever arm.

95

96 **Results**

97 A total of 19 curves (16 thoracic and 3 thoracolumbar/lumbar) were evaluated in 18 AIS
98 patients (1 patient with a double curve) (Table 1). Out of them, 8 curves were moderate ($<$
99 60°) and 11 were severe ($\geq 60^\circ$). The average curve amplitude was 69° (range 36° - 123°) on
100 the preoperative radiograph, 48° (range 8° - 100°) on the erect side-bending radiograph and
101 44° (range 16° - 90°) on the suspension radiograph. The average axial rotation of the apical
102 vertebra was 24° (range 18° - 35°) on the preoperative radiograph, 21° (range 12° - 34°) on the
103 erect side-bending radiograph and 17° (range 6° - 29°) on the suspension radiograph. Two
104 patients could not be evaluated in axial rotation. Subject number 4 was so deformed that the
105 spine passed behind one of the metallic harness attachment, which hid the apical vertebra.
106 For subject number 8, the suspension radiograph was fuzzy due to patient movement during
107 the image acquisition. The average estimation of traction force applied on the scoliotic spine
108 segment was 306N (range 187N-377N).

109

110 Table 2 shows the results of curves reduction and derotation for both techniques. When
111 considering the moderate curves only ($<60^\circ$), the erect side-bending test generated a
112 significant larger Cobb angle reduction ($p = 0.05$) in 7 out of 8 curves. However, when
113 considering the severe curves only ($>60^\circ$), the suspension test provided a larger reduction (p
114 $= 0.02$) in 9 out of 11 curves. In overall, suspension produced a larger reduction in 10 out of

115 19 curves without statistical difference. In addition, the overall standard deviation was
116 larger with the side-bending test ($\pm 12^\circ$) than with the suspension test ($\pm 7^\circ$). Standard
117 deviations were also higher with side-bending for the severe curves ($\pm 12^\circ$ vs. $\pm 5^\circ$) and the
118 moderate curves ($\pm 9^\circ$ vs. $\pm 7^\circ$) categories.

119

120 When considering the apical vertebra derotation, the suspension test produced a general
121 significant larger reduction than side-bending ($p = 0.007$). This is also true for the severe
122 curves ($p = 0.005$) and the thoracic curves ($p = 0.02$). In directly comparing the two
123 methods, suspension provided a greater correction in 15 of 17 curves. Furthermore, the side-
124 bending caused an increase of axial rotation in 3 cases and had no impact in 2 other cases
125 while the suspension always reduced it. Therefore, in almost one third of the cases (5/17),
126 the side-bending test did not correct the apical vertebra axial rotation. Standard deviation
127 was similar for both techniques.

128

129 The average flexibility estimation was $1.65^\circ/\text{Nm}$ (range 0.85-2.91) in the frontal plane and
130 $0.49^\circ/\text{Nm}$ (range 0.04-1.43) in the transverse plane. Figure 4 shows the relationship
131 between the flexibility indices and the curve reduction reached in the corresponding plane.
132 The linear regressions shown in each graph demonstrate no relationship ($R^2 = 0.241$)
133 between the curve reduction and the estimated flexibility in the frontal plane and a moderate
134 relationship ($R^2 = 0.693$) in the transverse plane. The average flexibility estimation in the
135 frontal plane for the moderate and severe curves was similar ($1.80^\circ/\text{Nm}$ vs. $1.55^\circ/\text{Nm}$) as
136 well as the average flexibility estimation in the transverse plane ($0.60^\circ/\text{Nm}$ vs. $0.41^\circ/\text{Nm}$).

137 No statistical difference (Mann-Whitney) was found between the two groups neither for the
138 severe or moderate curves.

139

140 **Discussion**

141 Preoperative radiological assessment of curves flexibility has always been considered
142 essential for the planning of scoliosis surgery. Various authors have attempted during the
143 past years to design new tests to better evaluate this parameter. It is incontestable that
144 flexibility radiographs provide substantial information to surgeons. However, to our
145 opinion, this appellation is inappropriate and the terminology should be revisited to avoid
146 ambiguity. Actually, current tests really estimate the reducibility of spinal curves rather than
147 their flexibility. It is usually estimated from the difference in curve amplitude between the
148 standing and the flexibility positions using Cobb angles. Flexibility of the spine is in fact
149 related to the force needed to obtain a certain change in shape of the spine. Surprisingly,
150 even if the distinction between flexibility and reducibility is usually not made in the
151 preoperative assessment context, it is already deep-rooted for *in vitro* assessment of spine
152 flexibility^{11,12,13}.

153

154 To our knowledge, this paper is the first providing an *in vivo* estimation of spine flexibility.
155 The flexibility values obtained are realistic. They are in accordance with *in vitro* values
156 (0.62 °/Nm¹¹ and 0.31 °/Nm¹²) for axial rotations. However, they are larger (more flexible
157 curves) in the frontal plane than *in vitro* values (0.43 °/Nm¹¹ and 0.56 °/Nm¹²). The
158 discrepancies in frontal flexibility may be explained in part from the loading. Indeed, it has
159 been reported¹⁵ that the spine behavior is dependent on the magnitude of the axial

160 compression pre-load. Since the flexibility increase with the compression reduction, we
161 were expecting larger flexibility values with the traction. Finally, in previous *in vitro*
162 studies, specimens were to a great extent older (> 70 years), thus stiffer than our adolescent
163 patients.

164

165 The proposed method to calculate the *in vivo* flexibility of the spine is simple and could be
166 used for the preoperative planning of the surgical instrumentation. It also required only one
167 radiograph in the frontal plane as compared to two for side-bending what was previously
168 qualified of a major advantage². However, it includes several simplifications that may have
169 affected its results. First, the traction force was estimated from a percentage of the body
170 weight¹⁶. A possible improvement could eventually be the use of a personalized method to
171 calculate the body segment parameter from biplanar radiography¹⁷ providing an accurate
172 estimation of the weight distribution for each patient. The force-moment involved in the
173 spine segment movement was considered in this study as being based only on the initial
174 moment-arm (before suspension). This is a common simplification used when
175 displacements are small. However, the spine shape and the lever arm vary considerably
176 during the suspension process. A possible way to refine the proposed method would be to
177 use an analytical biomechanical model¹⁸ to simulate the suspension test and personalize the
178 model's mechanical properties using an inverse modeling approach⁹. Some patients may
179 also have tried raising themselves during the suspension by contracting muscles which
180 could have slightly affected the results. Finally, the forces applied by the harness on the
181 patients' trunk were not considered in this study. Their possible effect, particularly on the
182 rib hump, will be studied in future works.

183

184 The small number of patients recruited in this study led to small subgroups. Larger
185 subgroups may have allowed identifying more significant differences in curves reducibility
186 between side-bending and suspension, particularly for thoracolumbar/lumbar curves.
187 Despite this limitation, this study showed more reducibility in the frontal plane with the
188 suspension test for severe curves and with the side-bending test for moderate curves. This
189 result is in accordance with previous works^{5,19}, which have compared traction and side-
190 bending. In the transverse plane, the suspension test clearly provides more reduction than
191 the side-bending test, no matter the curve type or amplitude. In the sagittal plane, no
192 radiograph was taken during suspension in this study. Adding lateral radiograph into the
193 protocol will be investigated in future work. Ideally, posteranterior and lateral radiographs
194 will be acquired simultaneously to minimize the patient position variation and the duration
195 of the test. Even more, it will allow the 3D reconstruction of the spine and provide good
196 models of the entire spine shape during the test. A 3D reconstruction will also allow a better
197 estimation of the axial rotations of the apical vertebra by the knowledge of the vertebra
198 depth¹⁴.

199

200 This study demonstrates that the suspension test is comparable to the side-bending test to
201 estimate curves reducibility in the frontal plane, but clearly better in the transverse plane.
202 Knowing that scoliosis is a 3D deformation, it appears to be a net benefit of suspension over
203 the side-bending test. The suspension test should then be preferred to evaluate curves
204 reducibility in the future. In addition, the smaller values of standard deviation may be a sign
205 of a more reproducible method. This will be studied in future works. Even more, the

206 feasibility to estimate *in vivo* spinal flexibility with the suspension test has been made. The
207 results are realistic in both frontal and transverse planes and possible improvements have
208 been foreseen in this paper. The weak relationship between reducibility and flexibility
209 proved that forces have to be taken into consideration to be well aware of curve flexibility.
210 Thus, the suspension test provides additional information to surgeons as compared to
211 conventional preoperative tests. This could help improving the planning of the surgical
212 instrumentation from a better knowledge of the torques required in each plane to correct the
213 deformities, which is of growing importance with the advent of new instrumentation
214 procedures such as the direct vertebral derotation manoeuvre.

215 **References**

216

- 217 1. Davis BJ, Gadgil A, Trivedi J, et al. Traction radiography performed under general
218 anesthetic: a new technique for assessing idiopathic scoliosis curves. *Spine* 2004; 29:
219 2466-70
- 220 2. Klepps SJ, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Prospective comparison of flexibility
221 radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2001; 26: 74-9
- 222 3. Cheh G, Lenke L, Lehman R, et al. The Reliability of Preoperative Supine
223 Radiographs to Predicts the Amount of Curves Flexibility in Adolescent Idiopathic
224 Scoliosis. *Spine* 2007; 32: 2668-72
- 225 4. Hamzaoglu A, Talu U, Tezer M, et al. Assessment of curve flexibility in adolescent
226 idiopathic scoliosis. *Spine* 2005; 30: 1637-42
- 227 5. Polly DW, Sturm PF. Traction versus supine side bending. Which technique best
228 determines curve flexibility? *Spine* 1998;23: 804-8
- 229 6. Vedantam R, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Comparison of push-prone and lateral-
230 bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in
231 thoracolumbar and lumbar scoliotic curves. *Spine* 2000; 25: 76-81
- 232 7. Cheung KM, Luk KD. Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum
233 bending radiograph. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1144-50
- 234 8. Luk KD, Cheung KM, Lu DS, et al. Assessment of scoliosis correction in relation to
235 flexibility using the fulcrum bending correction index. *Spine* 1998; 23: 2303-7
- 236 9. Petit Y, Aubin CE, Labelle H, Patient-specific mechanical properties of a flexible
237 multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42: 55-60

- 238 10. Wilke HJ, Wenger K, Claes L, Testing criteria for spinal implants: recommendations
 239 for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J*
 240 1998; 7: 148-54
- 241 11. Sran MM, Khan KM, Zhu Q. et al. Posteroanterior stiffness predicts sagittal plane
 242 midthoracic range of motion and three-dimensional flexibility in cadaveric spine
 243 segments. *Clin Biomech* 2005; 20: 806-12
- 244 12. Disch AC, Luzzati A, Melcher I, et al. Three-dimensional stiffness in a
 245 thoracolumbar en-bloc spondylectomy model: a biomechanical in vitro study. *Clin*
 246 *Biomech* 2007; 22: 957-64
- 247 13. Patwardhan AG, Havey RM, Carandang G, et al. Effect of compressive follower
 248 preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine. *J Orthop Res*
 249 2003; 21: 540-6
- 250 14. Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebrae
 251 in scoliosis. *Spine* 1986; 11: 213-8
- 252 15. Gardner-Morse MG, Stokes IA. Structural behavior of human lumbar spinal motion
 253 segments. *J Biomech* 2004; 37: 205-12
- 254 16. Chaffin DB, Anderson GBJ, Martin BJ. Anthropometry in Occupational
 255 Biomechanics. In: Wiley-Interscience, ed. *Occupational Biomechanics*. New Jersey,
 256 NJ: John Wiley & Son, 2006; 37-74.
- 257 17. Dumas R, Aissaoui R, Mitton D, et al. Personalized body segment parameters from
 258 biplanar low-dose radiography. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52: 1756-63
- 259 18. Aubin CE, Labelle H, Chevrefils C, et al. Pre-Operative Planning Simulator for
 260 Spinal Deformity Surgeries, *Spine* (in press)

- 261 19. Vaughan JJ, Winter RB, et al. "Comparison of the use of supine bending and traction
262 radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis."
263 *Spine* 1996; 21: 2469-73

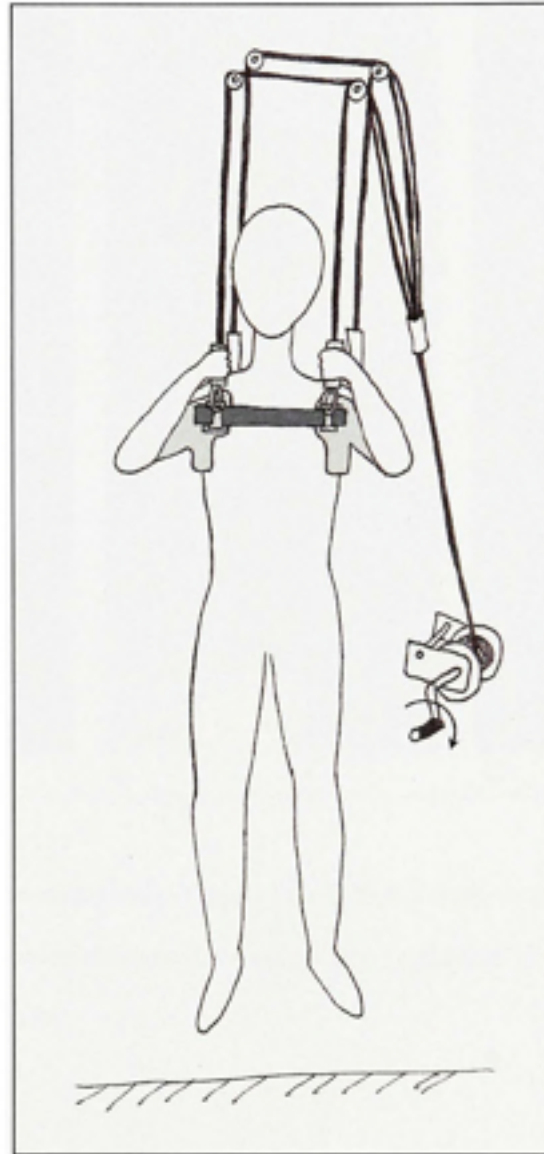


Figure 1: Suspension technique and patient position for suspension radiograph

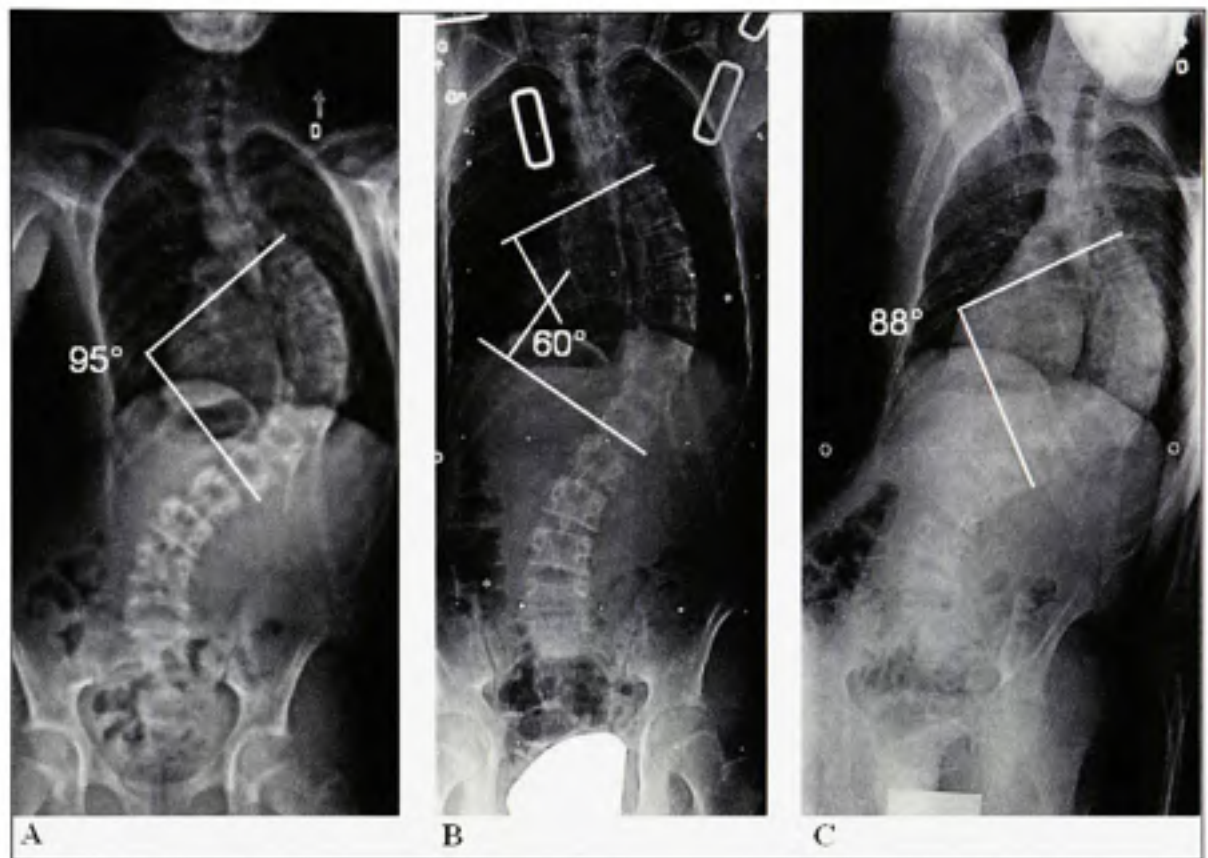


Figure 2: Typical preoperative radiographs (subject 7): A. Standing posteroanterior radiograph of a severe thoracic curve (95°), B. Suspension radiograph showing a curve reduction to 60°, C. The erect side-bending radiograph reduced the curve to 88°.

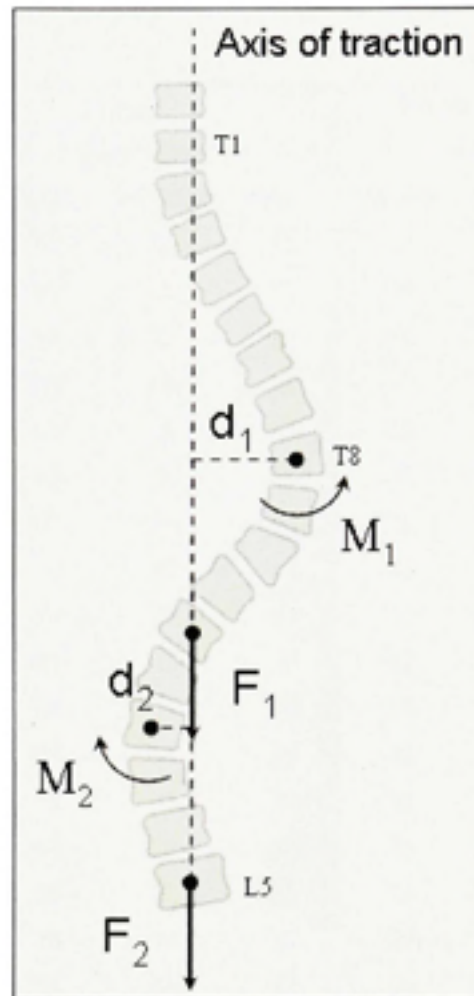


Figure 3: Forces distribution during traction: F_1 = Traction force for curve 1 = lower limbs weight+ 5/17 of the trunk weight (5 vertebrae out of 17 under the curve). F_2 = Traction force for curve 2 = lower limbs weight. D_1, D_2 = lever arm. $M=F*d$.

Table 1: Patient Data and individual results

Case No.	Age at test (yr)	Type	Cobb Angle (°)			Apical Vertebra Axial Rotation (°)			Traction Force (N)
			Pre-Op	Bending	Susp.	Pre-Op	Bending	Susp.	
1	14,48	T-S	97	91	64	27	28	23	368
2	15,87	T-M	51	20	32	19	16	19	294
3	13,49	T-M	54	35	36	20	18	13	241
4	12,33	T-S	123	100	90	-	-	-	187
5	18,53	TL-M	43	8	16	20	13	6	269
6	15,23	T-S	93	72	65	23	15	14	347
		TL-S	92	64	56	26	26	10	307
7	15,30	T-S	94	89	60	35	34	29	299
8	16,84	TL-M	36	21	27	-	-	-	230
9	16,72	T-S	87	75	59	27	24	20	266
10	17,05	T-S	68	33	46	18	14	13	348
11	16,07	T-S	69	57	38	23	23	20	295
12	16,04	T-M	51	13	21	18	15	6	287
13	16,05	T-M	46	12	16	26	12	20	322
14	16,84	T-M	53	22	31	25	24	22	377
15	15,88	T-S	76	74	57	29	27	22	364
16	18,78	T-S	75	66	52	22	29	17	319
17	13,44	T-S	62	25	32	20	31	12	326
18	15,45	T-M	49	34	29	28	26	26	372
Mean	15,9	-	69	48	44	24	21	17	306
T = Thoracic		TL = Thoracolumbar/Lumbar			M = Moderate			S = Severe	

Table 2: Overall results

Curve Type	Cobb Angle Reduction		Apical Vertebra Derotation	
	Side-Bending	Suspension	Side-Bending	Suspension
All curves (19) [17]	21° (37%)	26° (39%)	3° (12%)	6° * (28%)
≥ 60° (11) [10]	17° (22%)	29° * (34%)	1° (7%)	7° * (29%)
< 60° (8) [7]	27° * (57%)	22° (46%)	4° (19%)	6° (26%)
Thoracic (16) [15]	20° (34%)	24° (39%)	2° (10%)	4° * (22%)
≥ 60° (10) [9]	16° (21%)	28° * (34%)	1° (7%)	4° * (25%)
< 60° (6) [6]	28° (55%)	23° (46%)	4° (17%)	5° (21%)
Thoracolumbar (3) [2]	26° (52%)	24° (42%)	3° (15%)	14° (55%)
≥ 60° (1) [1]	27° (30%)	35° (39%)	0° (1%)	15° (52%)
< 60° (2) [1]	26° (62%)	18° (44%)	6° (28%)	13° (59%)

* Pvalue < 0.05

() Number of curves for Cobb angle reduction analysis

[] Number of curves for apical vertebra derotation analysis

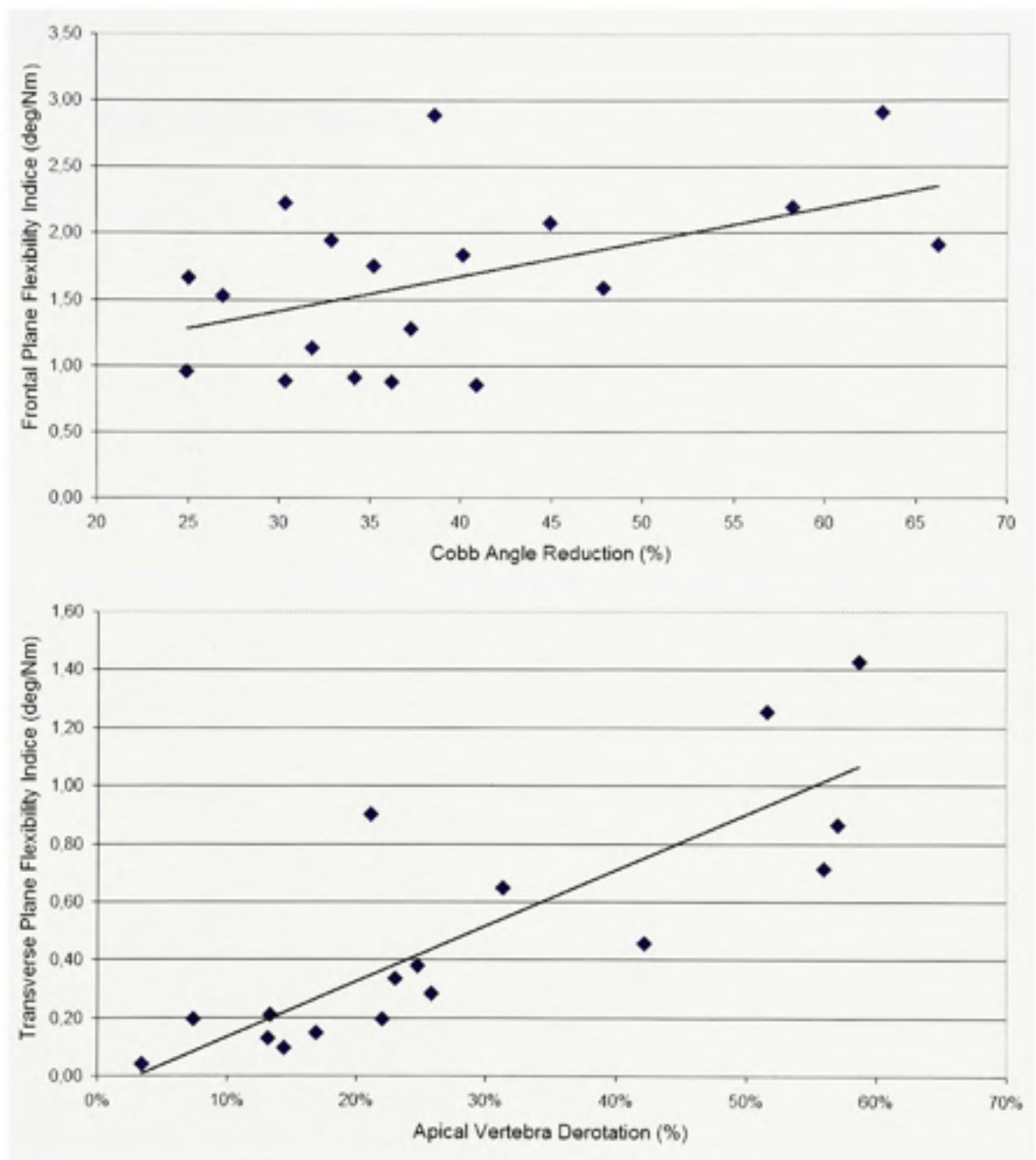


Figure 4: Relationships between flexibility indices and the reduction observed during suspension:

- a) In the frontal plane ($R^2 = 0.241$)
- b) In the transverse plane ($R^2 = 0.693$)

ANNEXE VII

PARAMÈTRES BIOMÉCANIQUES DES SEGMENTS CORPORELS

Afin d'estimer la force créée par le poids d'un certain segment corporel, il est utile d'avoir sous la main les tableaux suivant (tableau VII.1 et VII.2) faisant une synthèse de l'information concernant le poids et la densité des segments. Ainsi, le tableau A-8 présente le pourcentage du poids total d'une personne qui est associé à un segment en particulier. La dernière colonne située à l'extrême droite du tableau VII.1 présente les valeurs recommandées, suite à l'analyse de différentes études. De plus, il est possible de diminuer l'erreur liée à l'estimation en utilisant les données spécifiques au sexe du patient (F : femme et M : homme).

Tableau VII.1

Poids des différents segments corporels
(Chaffin, Anderson et al. 2006)

Body Weight Segment	Dempster (1955) as corrected by Clouser (1969) and reported by Webb Associates (1978)	Webb Associates (1978)	DeLeva (1996) (Adjusted Values from Zatsiorsky (1990)	Bjornstrup (1996) (Average of Literature)	Durkin and Dowling (2003), Men (M) and Women (F)	Recommended Values for Men (M) and Women (F)
Hand		0.006	F 0.0056 M 0.0061	0.006	F 0.0058 M 0.0061	F 0.0062 M 0.0067
Forearm	0.016	0.017	F 0.0138 M 0.0162	0.016	F 0.0149 M 0.0173	F 0.0152 M 0.0178
Forearm and hand	0.022	0.023		0.023	F 0.0207 M 0.0234	F 0.0213 M 0.0245
Upperarm	0.028	0.028	F 0.0255 M 0.0271	0.028		F 0.0281 M 0.0298
Torso and head		0.450				F 0.3780 M 0.3928
Head and neck			F 0.0668 M 0.0694	0.070		F 0.0688 M 0.0715
Pelvis		0.134				F 0.1358 M 0.1302
Torso and pelvis	0.497		F 0.4257 M 0.4346	0.449		F 0.4451 M 0.4515
Upper leg	0.099	0.100	F 0.1478 M 0.1416	0.129	F 0.1351 M 0.1234	F 0.1318 M 0.1262
Lower leg	0.046	0.043	F 0.0481 M 0.0433	0.043	F 0.0458 M 0.0405	F 0.0481 M 0.0433
Foot	0.014	0.014	F 0.0120 M 0.0137	0.014	F 0.0120 M 0.0129	F 0.0138 M 0.0147

Source : Ce tableau a été tiré de Chaffin, Andersson, et al. 2006. « Anthropometry in Occupational Biomechanics. » et correspond à la table « Measurement of body segment physical properties » présentée à la page 70 du document original.

Dans le cas de la suspension, il faut donc considéré les pieds, les jambes en entier et le bassin afin de connaître la force qui s'applique au niveau du rachis lombaire.

Dans le cas d'une femme, il s'agit de $2*(1,38 + 4,81 + 13,18) + 13,58 = 52,22\%$ du poids

Dans le cas d'un homme, il s'agit de $2*(1,47 + 4,33 + 12,62) + 13,02 = 49,86\%$ du poids

Dans le cas où l'estimation par un pourcentage est jugée insuffisante, il est possible d'utiliser une reconstruction 3D des membres du patient et d'y calculer le poids associé à l'aide de la densité (tableau VII.2).

Tableau VII.2

Densité des différents segments corporels

Segment	Harless (1860)	Dempster (1955)
Head and neck	1.11	1.11
Trunk	—	1.03
Upper arm	1.08	1.07
Forearm	1.10	1.13
Hand	1.11	1.16
Thigh	1.07	1.05
Lower leg	1.10	1.09
Foot	1.09	1.10

Source : Ce tableau a été tiré de Chaffin, Andersson, et al. 2006. « Anthropometry in Occupational Biomechanics. » et correspond à la table « Body-segment Densities from cadaver studies in g/cm³ » présentée à la page 73 du document original.

ANNEXE VIII

**ARTICLE 2: ASSESSMENT OF SPINAL FLEXIBILITY IN ADOLESCENT
IDIOPATHIC SCOLIOSIS: SUPINE EXTENSION VERSUS SIDE-BENDING
RADIOGRAPHY**

Rédigé pour publication dans la revue « Spine »

Assessment of spinal flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Supine Extension versus Side-Bending Radiograph

Marie-Eve Lamarre^{1,3}, BEng, Stefan Parent^{1,2}, MD, PhD, Hubert Labelle^{1,2}, MD, Carl-Eric Aubin^{1,4}, PhD, Yvan Petit³, PhD

1 Sainte-Justine University Hospital Center, 3175 Côte-Sainte-Catherine Rd, Montreal, Quebec, Canada, H3T 1C5

2 Department of Orthopaedic Surgery, University of Montreal, PO Box 6128, Station Centre-ville, Montreal, Quebec, Canada, H3C 3J7

3 Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure, 1100, Notre-Dame Ouest, Montreal, Quebec, Canada, H3C 1K3

4 Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, PO Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal, Quebec, Canada, H3C 3A7

Address correspondence and reprint requests to:

Yvan Petit, PhD, Associate professor

Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure

1100, rue Notre-Dame Ouest, Montreal, Quebec,

Canada, H3C 1K3

Tel : 514-396-8691

Fax : 514-396-8530

Email : yvan.petit@etsmtl.ca

Acknowledgement:

This research was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC). The authors also wish to thank Julie Joncas, Annick Koller and Christian Bellefleur for their technical contribution to this research and Anne Cabral for her early collaboration.

Abstract

Study Design. Prospective evaluation of supine extension radiographs to estimate curve flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) in comparison with erect side-bending.

Objective. To assess the reliability of supine extension radiograph as compared to side-bending in estimating spine reducibility and flexibility in the transverse and frontal planes.

Summary of Background Data. Flexibility is an important parameter in AIS surgery planning. However, conventional flexibility tests evaluate curve reducibility rather than flexibility since the forces involved in spinal shape changes are not considered.

Methods. 20 patients scheduled for AIS surgery were studied. Preoperative radiological evaluation consisted of 4 radiographs: standing posteroanterior, left and right erect side-bending and extension. The side-bending and the supine extension tests were compared on the basis of the apical vertebrae derotation and on Cobb angle reduction. Frontal and axial flexibility indices, as well as the coupling behavior were calculated from the supine extension data.

Results. The average scoliosis Cobb angle reduction and apical vertebra derotation were respectively 23° (42%) and 3° (14%) for erect side-bending and 19° (33%) and 8° (40%) for supine extension. The erect side-bending test generated a general larger curve reduction ($p = 0.04$). The supine extension test produced an overall larger axial derotation ($p = 0.0007$). The average estimation for the frontal flexibility indices was 7.83 °/Nm (0.95-23.62), 4.28 °/Nm (0-18.62) in the transverse plane, 10.72 °/Nm (2.06-39.39) and 2.77 °/Nm (0-8.35) for the coupling behavior between the frontal and transverse plane (K_{XZ} and K_{ZX} respectively).

Conclusion. The supine extension test provided good curve reducibility in both frontal and transverse plane. It also allowed evaluating 4 flexibility indices. Extension could be a good alternative in the future for spinal flexibility assessment.

Key Words: adolescent idiopathic scoliosis, spine, flexibility, side-bending, supine extension, radiograph

Key Points:

- Spine flexibility is the relation between forces and spinal shape changes.
- The supine extension test allows true assessment of spine flexibility in both the frontal and the transverse planes.
- The supine extension test provides an overall smaller Cobb angle reduction than side-bending but larger apical vertebra derotation.
- Knowledge of the forces involved could help surgeons to improve the planning of the surgery from a better knowledge of curves flexibility and the torques required to correct the deformities.

Mini Abstract/Précis

Conventional spine flexibility tests evaluate reducibility rather than flexibility since the forces involved in the spinal shape changes are not known. A supine extension test is proposed, which allows estimating the forces involved in addition to reducibility. This study demonstrated that supine extension is a better method than side-bending in estimating spinal reducibility in addition to the possibility of assessing spinal flexibility.

1 **Introduction**

2 Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) surgery requires extensive planning to achieve a
3 balanced spine over the pelvis with a minimum of instrumented segments. To ensure this,
4 surgeons generally rely on spine flexibility which is an important decision-making
5 parameter. There exists several assessment methods such as supine^{1,2}, push-prone^{1,3,4},
6 traction⁵⁻⁶, fulcrum bending^{1,7,8} and side-bending^{1,4-7,9,10}, but there is currently no agreement
7 amongst surgeons on the most advantageous technique to be used.

8

9 The most popular method is undoubtedly the side-bending test. It is considered the gold
10 standard^{1,2,11} and new techniques are frequently compared to it. However, side-bending gave
11 rise to several concerns about reliability^{2,10,11} since its results vary with the muscular effort
12 made by the patient. Therefore, its standardization for more reproducible results is very
13 difficult¹. To reduce patient-related factors, surgeons has recently started using traction
14 radiographs under general anesthesia^{9,11}. This method allows to completely overcoming
15 patient contraction and spasm, but it is not convenient for surgical planning since the test
16 has to be performed just before surgery⁹.

17

18 Furthermore, none of the preceding conventional methods really evaluate spine flexibility
19 since the forces involved during scoliotic curve reduction are not considered^{10,12}. The
20 parameter usually described as spine flexibility in clinical studies actually relates to the
21 curve reducibility. It is typically estimated from the difference in curve amplitude between

22 the standing and the flexibility positions using the Cobb method. On the other hand, spine
23 flexibility has been defined as the force needed to obtain a certain deformation^{13,14}.

24

25 Because of these concerns, two standardized methods allowing the true assessment of spine
26 flexibility, one from suspension radiographs¹⁰ and the other from supine extension
27 radiograph, have been developed concomitantly. The suspension test estimates the forces
28 involved from the patient's weight and allows the calculation of flexibility indices. These
29 indices were in accordance with spinal *in vitro* flexibility reported in the literature. Even
30 more, curve reducibility was equivalent to the conventional side-bending test in the frontal
31 plane and clearly better in the transverse plane.

32

33 The other standardize spine flexibility assessment test that has been developed consists in
34 producing a supine extension of the patient's trunk on a curved structure. The purpose of
35 this study is to evaluate this new supine extension test compared to side-bending in
36 estimating spine reducibility and flexibility in the frontal and transverse plane. The idea is to
37 compare separately each true assessment test to side-bending before comparing them
38 together in a future work.

39

40 **Materials and Methods**

41 20 consecutive voluntary AIS subjects (16 females and 4 males) scheduled for surgery were
42 included in this study. They had a mean age of 16.4 years (12-18) at the time of surgery.
43 The exclusion criteria were previous spinal surgery and/or the presence of all other

44 pathologies that could interfere with the results (neuromuscular disease, congenital
45 pathologies, etc.).

46

47 Every patient underwent a series of 4 preoperative radiographs: standing posteroanterior,
48 left and right maximum voluntary erect side-bending and supine extension (Figure 1). The
49 extension radiograph was made with the patient supine on a curved structure with their feet
50 flat on the floor and their arm over the head (Figure 2). Figure 2 also defines the coordinate
51 system used to analyze the results of this study: X axis is oriented in the posterior-anterior
52 direction, Y axis is oriented towards the right of the patient, Z axis is in the cranial direction
53 and the origin is located in the center of L5 vertebra.

54

55 Cobb angles were numerically measured on the four radiographs using Spineview software
56 (Surgiview, Paris, FRANCE). The axial rotation of the apical vertebra of each structural
57 curve was measured using the Stokes method¹⁵. The curves were then divided into groups
58 according to their amplitude (moderate $< 60^\circ$ or severe $\geq 60^\circ$) and their apex location
59 (thoracic or thoracolumbar/lumbar) as suggested by Klepps et al.²⁰ and Hamazaoglu et al.²⁸.

60 In patients with double curves (4), both curves were analyzed. Cobb angle and axial rotation
61 of the apical vertebra were measured 3 times by one observer on every frontal radiograph.

62 The average value was used for all the following analyses. The side-bending and the supine
63 extension tests were compared for every participant on the basis of their curve reduction and
64 their apical vertebra derotation. Statistical analyses were performed using paired-Wilcoxon
65 non-parametric tests.

66

67 The forces involved during the extension test were calculated from surface pressures
68 recorded from a pressure mat including 256 sensors (Vista Medical, Winnipeg, Canada).
69 The mat was placed on the curved structure before patient positioning. For every sensor
70 reading a pressure value, a force was calculated from the product of the pressure value by
71 the sensor's surface area. Each force was then divided into components (F_x , F_z) from the
72 sensor's location on the curved structure.

73

74 Normally, the traction force on the spine is defined from an equation of equilibrium of the
75 force components in the axial direction. However, patients had their feet on the floor to
76 maintain themselves stable at the time of x-ray acquisition. The ground reaction force under
77 the patients' feet had not been recorded in this study, preventing the summation to be null in
78 the equation of equilibrium. Thus, the traction force was assumed to equal to the sum of all
79 the positive F_z (head and upper part of the torso) and that negative forces including the feet
80 ground reaction force were counterbalancing. Next, the lever arm of the correction moment
81 was estimated as being the distance between the axis of traction (vertical line passing
82 through the center of L5 vertebral body) and the vertical line passing through the vertebral
83 body of the apical vertebra. This distance was measured on the preoperative standing
84 radiograph. The correcting moment in the frontal plane (M_x) was calculated from the
85 product of the traction force and the lever arm.

86

87 In the transverse plane, three moments (pelvis, thorax and head) were calculated. First, each
88 posteroanterior force (F_X) was multiplied by the medial-lateral distance (Y) between the
89 sensor's position and the axis passing through the center of mass identified by the pressure
90 mat (middle axis) (Figure 3). Then, the moments were calculated by adding the values in
91 function of the sensor location (pelvis, thorax or head). After calculation, it was found that
92 every curve apex was located between the thorax moment (M_T) and the pelvis moment
93 (M_P). The transverse plane moment (M_Z) was then calculated by achieving the following
94 moment summation: $M_Z = M_H + M_P$. Four flexibility indices (K_{XX} in the frontal plane, K_{ZZ} in
95 the transverse plane, K_{XZ} and K_{ZX} for the coupling behavior between both planes) were
96 calculated per curve from the supine extension data as follows:

97

$$98 \quad K_{XX} = M_X / \Delta_{COBB}$$

$$99 \quad K_{ZZ} = M_Z / \Delta_{ROT}$$

$$100 \quad K_{ZX} = M_X / \Delta_{ROT}$$

$$101 \quad K_{XZ} = M_Z / \Delta_{COBB}$$

102

103 where M_X is the moment induced in the frontal plane (Nm), M_Z is the moment induced in
104 the transverse plane (Nm), Δ_{COBB} is the Cobb angle reduction ($^\circ$) and Δ_{ROT} is the apical
105 vertebrae derotation ($^\circ$).

106

107 **Results**

Spine flexibility assessment from supine extension radiographs

108 A total of 24 curves (18 thoracic and 6 thoracolumbar/lumbar) were evaluated in 20 AIS
109 patients (4 patients with a double curve) (Table 1). Out of them, 11 curves were moderate
110 and 13 curves were severe. The average curve amplitude was 61° (range 30° - 90°) on the
111 preoperative radiograph, 37° (range 0° - 85°) on the erect side-bending radiograph and 42°
112 (range 15° - 73°) on the supine extension radiograph. The average axial rotation of the apical
113 vertebra was 19° (range 10° - 39°) on the preoperative radiograph, 19° (range 3° - 36°) on the
114 erect side-bending radiograph and 13° (range 1° - 32°) on the supine extension radiograph.

115

116 Table 2 shows curve reduction and axial derotation results for both techniques. Side-
117 bending presents a general significant greater Cobb angle reduction when all curves are
118 considered ($p = 0.04$). This significant difference persist for thoracolumbar/lumbar ($p =$
119 0.03) and severe ($p = 0.02$) curves. No statistical difference was found for moderate curves
120 and for thoracic curves (severe or moderate). In comparing the two methods, side-bending
121 provided a better Cobb angle reduction in 14 cases, one case was identical and supine
122 extension provided a larger reduction in 9 cases. In addition, the overall standard deviation
123 was larger with the side-bending test ($\pm 11^\circ$) than with the supine extension test ($\pm 6^\circ$).
124 Standard deviations were also higher with side-bending for severe ($\pm 11^\circ$ vs. $\pm 6^\circ$) and
125 moderate ($\pm 12^\circ$ vs. $\pm 5^\circ$) curves.

126

127 When considering the apical vertebra derotation, the extension test produced an overall
128 significant greater reduction ($p = 0.0007$). This difference persists for the severe ($p = 0.02$)
129 and moderate curves ($p = 0.02$) as well as for the thoracic curves ($p = 0.0005$). In directly

130 comparing the two methods, supine extension provided a larger derotation in 17 of the 24
131 cases; in one case the reduction was equivalent and side-bending provided a greater
132 derotation in 6 cases. The flexibility test caused an increase of axial rotation in 8 cases for
133 side-bending and in one case for supine extension. In 6 other cases, the side-bending had no
134 impact on the apical vertebra axial derotation. Therefore, in more than half of the cases
135 (14/24), the side-bending test did not reduce the apical vertebra axial rotation. Standard
136 deviation was similar for both techniques.

137

138 The average flexibility estimation was 7.8 °/Nm (range 0.9-24.0) in the frontal plane (K_{XX}),
139 4.3 °/Nm (range 0-19.7) in the transverse plane (K_{ZZ}), 10.7 °/Nm (range 2.0-40.9) and 2.8
140 °/Nm (range 0-8.3) for K_{XZ} and K_{ZX} respectively. For 6 patients, we experienced technical
141 difficulties with the pressure measurements. This prevented us from calculating the
142 flexibility indices in these cases. In 4 cases, a mat calibration problem caused saturation to
143 300 mmHg of all sensors without any possibility to retrieve the information. For the 2 other
144 cases, the pressure mat did not work for an unknown reason.

145

146 Figure 4 shows the relationship between flexibility indices and the curve reduction reached
147 in the corresponding plane. The linear regressions shown in each graph demonstrate no
148 relationship ($R^2 = 0.013$) between the Cobb angle reduction and the estimated flexibility in
149 the frontal plane and between the apical vertebra derotation and the estimated flexibility in
150 the transverse plane ($R^2 = 0.26$). There was also no relationship for the coupling behavior
151 K_{XZ} ($R^2 = 0.024$), but a moderate one for K_{ZX} ($R^2 = 0.54$).

152

153 **Discussion**

154 Reducibility of scoliotic curves has always been considered as a good flexibility parameter
155 for the surgical planning. Several authors^{1,5,7,9,11} have compared and classified flexibility test
156 in function of their ability to reduce the curve amplitude. From this assumption, the general
157 opinion is bigger the better. This study shows that reducibility is definitely an important
158 parameter since, without curve reduction, it would have been impossible to calculate
159 flexibility indices. Nevertheless, the results presented in this study clearly indicate that
160 curve reducibility is not sufficient to estimate flexibility of the spine since weak
161 relationships were found between these parameters. From this observation, one could also
162 ask if bigger is really the better when observing preoperative curve reducibility or should we
163 simply consider more helpful data such as flexibility indices? The results from this study
164 and previous work from the authors²⁹ tend to support the latter.

165

166 On the other hand, it is essential to reduce the scoliotic deformities in every plane to allow
167 estimating flexibility indices. The supine extension test achieved this goal for both the
168 frontal and transverse plane. However, side-bending did not achieve good axial derotation.
169 In this study, the erect side-bending test generated an increase of the apical vertebra axial
170 rotation instead of a reduction in 8 cases out of 24. Even more, with the addition of the 6
171 cases in which the apical vertebra did not correct, side-bending corrected the rotations only
172 in 42% of the cases. This is in accordance with previous work¹⁰ and it is clearly inadequate
173 to assess the spinal flexibility in the transverse plane. Furthermore, the supine extension test

174 corrected the apical vertebra axial rotation in 96% of the cases. It is though preferable to use
175 the supine extension test instead of the side-bending for reducibility calculations, since it
176 reduced the scoliotic deformities in both the frontal and the transverse plane.

177

178 During the supine extension test, the spinal shape changes in the sagittal plane were not
179 equivalent for thoracic and lumbar spine segments. In supine extension, the kyphosis had to
180 be almost entirely unfolded whereas the lordosis probably just slightly increased from its
181 normal position. Knowing that a coupling effect exists in the spine between the three planes,
182 this difference in the sagittal spinal shape change may have had an impact in the frontal and
183 transverse plane. Even more, the rib cage flattered with the supine position which has
184 probably induced a bigger derotation effect on the thoracic curves. The apical vertebra axial
185 derotation of the thoracic spine (46%) was twice the one of the thoracolumbar spine (23%).
186 In curve reduction, there was no significant difference between side-bending and supine
187 extension for the thoracic curves, but the difference exists for the thoracolumbar/lumbar
188 curves. Thus, thoracic curves were more solicited than lumbar curves in the frontal plane as
189 well as for axial derotation.

190

191 In addition, curve reduction seems superior with supine extension than with supine test^{20,35}.
192 The scoliotic curve reduction for thoracic curves (29% vs. 21%¹) and for thoracolumbar
193 curves (44% vs. 28%¹) as well as the apical vertebra derotation (40% vs. 30%¹⁶) were
194 similar but larger with the supine extension test. Even more, it has been reported that supine
195 radiograph is highly predictive of side-bending radiograph¹. Since the correlation found in

196 this study ($r = 0.52$) between supine extension and side-bending is not as high as for the
197 supine test, one could assume that supine extension provides more information than side-
198 bending radiographs.

199

200 Results of this study suggest more flexible scoliotic curves ($K_{XX} = 7.8$ °/Nm, $K_{ZZ} = 4.3$
201 °/Nm, $K_{XZ} = 10.7$ °/Nm, $K_{ZX} = 2.8$ °/Nm) than reported with *in vitro* studies (0.6 °/Nm¹⁴ and
202 0.3 °/Nm¹⁷ in the transverse plane, 0.3 °/Nm¹⁴ and 0.6 °/Nm¹⁷ in the frontal plane and -0.5
203 °/Nm¹⁸ for the coupling). The discrepancies may come from the fact that the shearing forces
204 were not considered by the pressure mat results. Actually, the pressure mat could only
205 record pressure values perpendicular to the contact area. Thereby, the forces recorded were
206 possibly smaller than the real forces. By taking into consideration the patient weight, it
207 would be possible in the future to estimate the shearing forces with equilibrium relation
208 calculation. The testing conditions may also have influenced the results. Indeed, the spine
209 behavior is dependent on the magnitude of the axial pre-load^{18,19}. A change in this
210 magnitude can influence the flexibility results by a factor 2 or more^{18,19}. The spine extension
211 probably had a similar pre-load effect which has influenced the flexibility indices. Even
212 more, flexibility tests are usually performed with a pure moment applied in a specific
213 plane^{14,17,18}. In this study, a combination of frontal and transverse moments was applied.
214 This may also have affected the results, particularly the coupling behavior presenting
215 noticeable dissimilarities between the two indices (K_{XZ} , K_{ZX}). Finally, previous *in vitro*
216 studies were performed on healthy (non scoliotic) specimens. The specimens were also to a

217 great extent older (> 70 years), thus possibly stiffer than the adolescent patients of this
218 study.

219

220 The lever arm used to calculate the moment involved in the spinal shape change was based
221 only on the initial moment-arm (before extension). This commonly used simplification for
222 small displacements was also used in the suspension test¹⁰. This represents an important
223 simplification that may be overcome in the future by the use of an analytical biomechanical
224 model²⁰ simulating the supine extension test and by the personalization of the model's
225 mechanical properties using an inverse modeling approach¹². In addition, patients have
226 experienced difficulties to position themselves adequately (right height and centered
227 laterally) on the curved structure. In one case, the patient was scared to incline his head
228 toward the floor. The authors did not expect those positioning difficulties since the test
229 seems easier to perform than the fulcrum bending test, which has been qualified of simple,
230 reproducible and without patient participation^{1,9}. Fulcrum test requires to position the
231 patient with the rib associated with the curve apex centered over the fulcrum cushion and to
232 stabilize him.

233 Despite the small number of patient recruited, this study showed several significant
234 differences in both frontal and transverse plane. However, larger subgroups may have
235 allowed identifying more significant differences in curves reducibility between side-bending
236 and supine extension, particularly for thoracolumbar/lumbar curves. Furthermore, an outlier
237 was found in the thoracic severe curves category. Subject number 17 was the only one
238 showing a curve reduction during supine extension (22°) exceeding by more than 7° the

239 side-bending reduction (5°). In all other cases the curve reduction during supine extension
240 was less than or just slightly over side-bending reduction. Subject 17 was the only one with
241 a juvenile scoliosis in this study. A possible difference in curve development and
242 composition of this type of scoliosis may explain this contradiction.

243

244 No radiograph was taken in the sagittal plane during the supine extension test. Nevertheless,
245 adding this radiograph into the protocol would be possible. Even more, it would allow the
246 3D reconstruction of the spine and provide good models of the entire spine shape during the
247 test. A 3D reconstruction could also allow a better estimation of the apical vertebrae axial
248 rotation by the knowledge of the vertebra depth¹⁵.

249

250 This study has demonstrated that the supine extension test has generated a good reducibility
251 in the frontal and transverse plane allowing flexibility indices calculation. It is also obvious
252 that supine extension provides a better curve derotation than side-bending. Since the
253 scoliosis surgery requires a vertebral derotation manoeuvre, the preoperative assessment of
254 the transverse plane flexibility is important. It is thus a tremendous advantage of the supine
255 extension test over side-bending. In addition, the smaller values of standard deviation may
256 be an indication of a more reproducible method. Supine extension should then be preferred
257 to side-bending to evaluate curve reducibility in the future. Furthermore, the weak
258 relationships between reducibility and flexibility demonstrate that forces have to be taken
259 into consideration to assess curve flexibility. The supine extension flexibility indices were
260 larger than expected as the shearing forces were not considered in this study, but the proof

261 was made that the flexibility calculation is possible with the extension test. Even more,
262 some alternatives have been proposed to refine the protocol and to allow estimating the
263 shearing forces. The next step will be to compare the supine extension to the suspension
264 method¹⁰ for reducibility and flexibility indices calculation. Finally, estimation of the forces
265 involved in curve reduction will contribute to improving the surgical planning by a better
266 knowledge of the curve flexibility and the torques required in each plane to correct the
267 deformities.

268 **References**

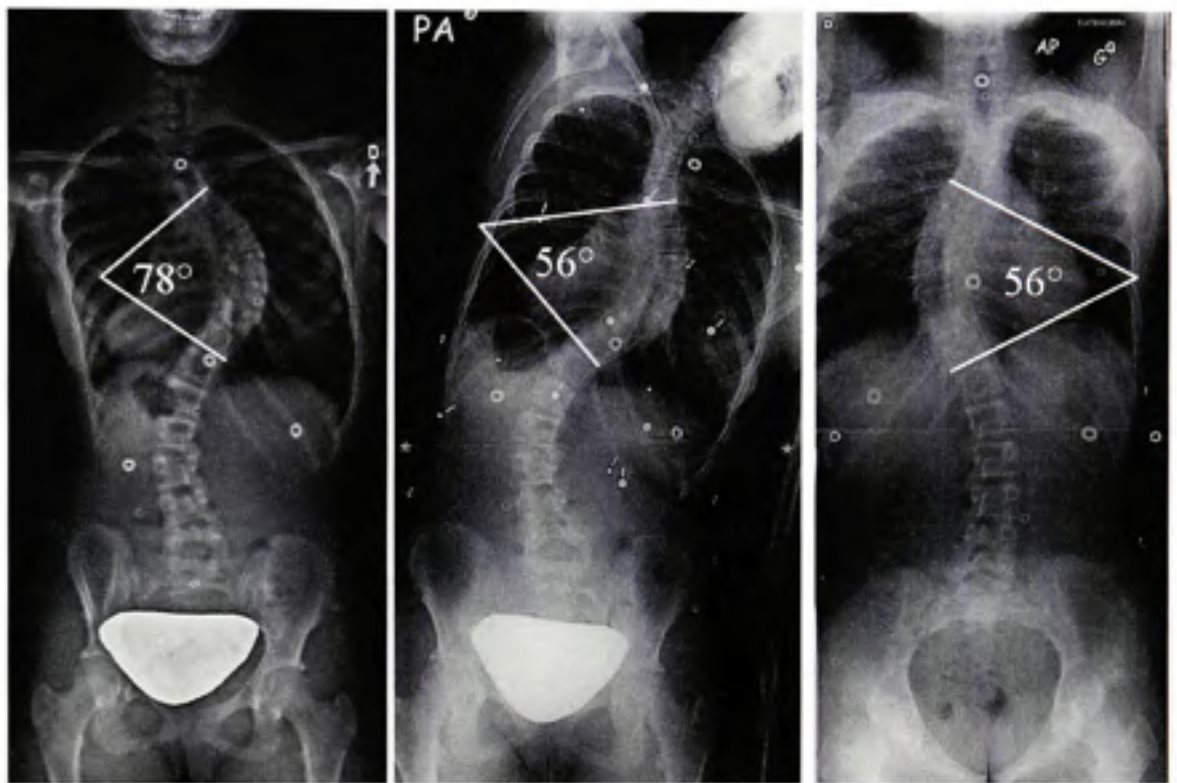
269

- 270 20. Klepps SJ, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Prospective comparison of flexibility
271 radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2001; 26: 74-9
- 272 21. Cheh G, Lenke L, Lehman R, et al. The Reliability of Preoperative Supine
273 Radiographs to Predict the Amount of Curves Flexibility in Adolescent Idiopathic
274 Scoliosis. *Spine* 2007; 32: 2668-72
- 275 22. Kleinman RG, Csongradi JJ, Rinksy LA, et al. The radiographic assessment of
276 spinal flexibility in scoliosis: a study of the efficacy of the prone push film. *Clin*
277 *Orthop Relat Res* 1982; 162: 47-53
- 278 23. Vedantam R, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Comparison of push-prone and lateral-
279 bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in
280 thoracolumbar and lumbar scoliotic curves. *Spine* 2000; 25: 76-81
- 281 24. Polly DW, Sturm PF. Traction versus supine side bending. Which technique best
282 determines curve flexibility? *Spine* 1998; 23: 804-8
- 283 25. Vaughan JJ, Winter RB, Lonstein JE. Comparison of the use of supine bending and
284 traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic
285 scoliosis. *Spine* 1996; 21: 2469-73
- 286 26. Cheung KM, Luk KD. Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum
287 bending radiograph. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1144-50
- 288 27. Luk KD, Cheung KM, Lu DS, et al. Assessment of scoliosis correction in relation to
289 flexibility using the fulcrum bending correction index. *Spine* 1998; 23: 2303-7

- 290 28. Hamzaoglu A, Talu U, Tezer M, et al. Assessment of curve flexibility in adolescent
291 idiopathic scoliosis. *Spine* 2005; 30: 1637-42
- 292 29. Lamarre ME, Parent S, Labelle H, et al. True assessment of spinal flexibility in
293 Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS): Suspension versus Side-Bending
294 Radiography. *Spine* (submitted)
- 295 30. Davis BJ, Gadgil A, Trivedi J, et al. Traction radiography performed under general
296 anesthetic: a new technique for assessing idiopathic scoliosis curves. *Spine* 2004; 29:
297 2466-70
- 298 31. Petit Y, Aubin CE, Labelle H, Patient-specific mechanical properties of a flexible
299 multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42: 55-60
- 300 32. Wilke HJ, Wenger K, Claes L, Testing criteria for spinal implants: recommendations
301 for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J*
302 1998; 7: 148-54
- 303 33. Sran MM, Khan KM, Zhu Q. et al. Posteroanterior stiffness predicts sagittal plane
304 midthoracic range of motion and three-dimensional flexibility in cadaveric spine
305 segments. *Clin Biomech* 2005; 20: 806-12
- 306 34. Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebrae
307 in scoliosis. *Spine* 1986; 11: 213-8
- 308 35. Yazici M, Acaroglu ER, Alanay A, et al. Measurement of vertebral rotation in
309 standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*
310 2001; 21:252-256

- 311 36. Disch AC, Luzzati A, Melcher I, et al. Three-dimensional stiffness in a
312 thoracolumbar en-bloc spondylectomy model: a biomechanical in vitro study. *Clin*
313 *Biomech* 2007; 22: 957-64
- 314 37. Gardner-Morse MG and Stokes IA. Structural behavior of human lumbar spinal
315 motion segments. *J Biomech* 2004; 37: 205-12
- 316 38. Tawackoli W, Marco R and Liebschner MA. The effect of compressive axial preload
317 on the flexibility of the thoracolumbar spine. *Spine* 2004; 29: 988-993
- 318 39. Aubin CE, Labelle H, Chevrefils C, et al. Pre-Operative Planning Simulator for
319 Spinal Deformity Surgeries, *Spine* (in press)

320



321

A

B

C

322

Figure 1: Typical preoperative radiographs (Subject 18): A. Standing posteroanterior radiograph of severe

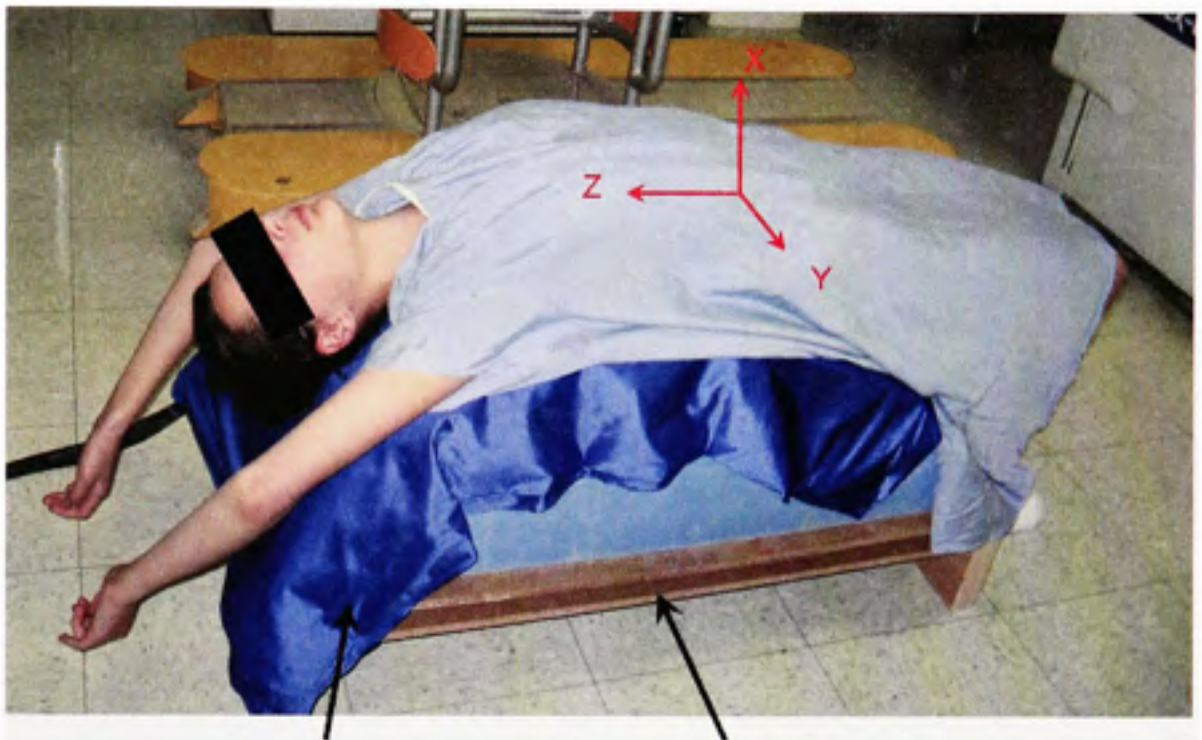
323

thoracic curve (78°) B. Erect side-bending radiograph showing a 56° curve. C. The Anteroposterior supine

324

extension radiograph decreased to a 56° curve.

Spine flexibility assessment from supine extension radiographs



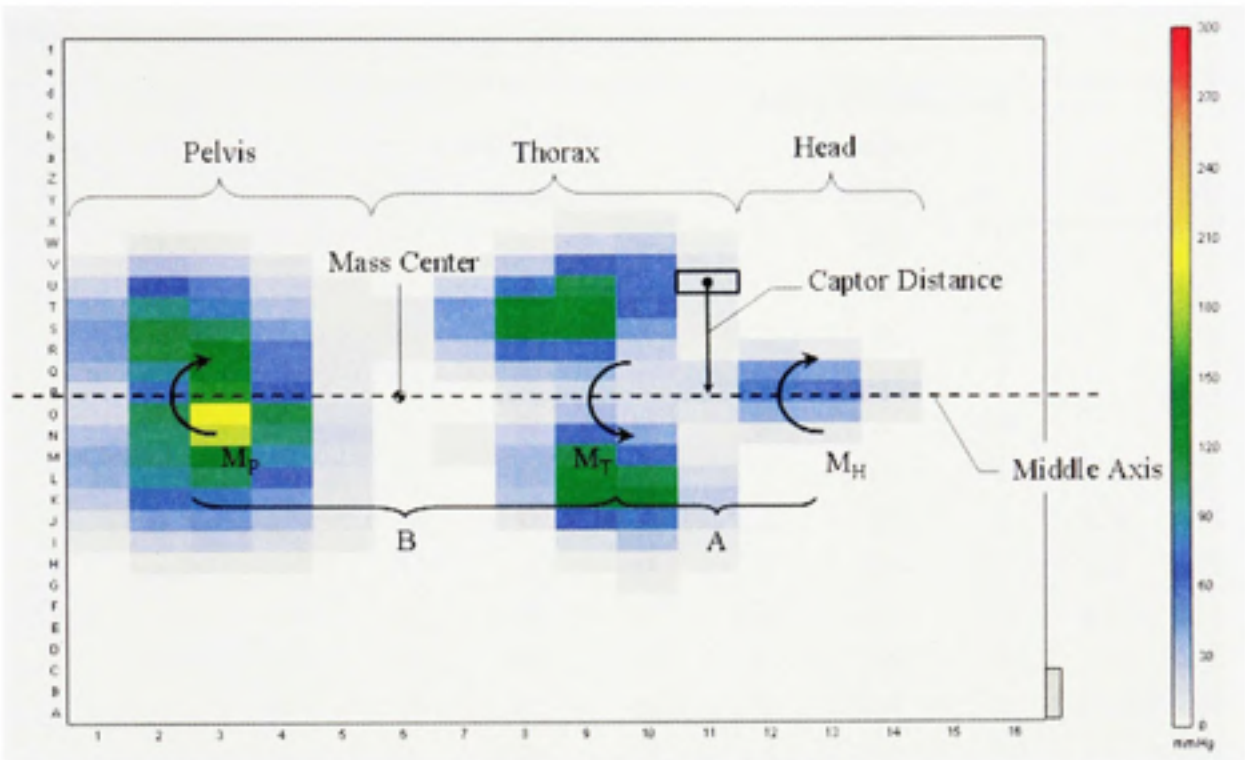
Pressure mat

Radiographic cassette

325
326
327

Figure 2: Supine extension technique and patient positioning for extension radiograph

Spine flexibility assessment from supine extension radiographs



328

329

Figure 3: Pressure mat result (Subject 9): Every curve apex was found to be located in zone B. The moment

330

for this zone is $M_H + M_T$.

Spine flexibility assessment from supine extension radiographs

331 Table 1: Patient Data and individual supine extension results

Case No.	Age at		Apical Vertebra Axial							
	test (yr)	Type	Cobb Angle (°)			Rotation (°)			M _x	M _z
			Pre-Op	Bending	Ext.	Pre-Op	Bending	Ext.		
1	14.62	TL-M	36	11	24	16	16	8	-	-
2	15.41	T-M	42	27	33	17	21	1	-	-
3	16.96	TL-M	41	0	19	31	20	22	-	-
4	18.15	T-M	54	36	43	13	16	3	-	-
		TL-M	46	19	25	14	6	11	-	-
5	12.85	T-M	54	16	30	13	13	9	3.68	2.2
6	13.48	T-M	50	37	33	16	16	7	2.58	0.44
7	16.06	T-S	74	53	55	24	14	17	2.67	4.03
8	16.36	T-S	61	38	37	18	18	13	5.33	7.23
9	18.65	T-S	63	46	46	25	16	16	4.83	2.56
10	16.09	T-S	63	52	44	11	3	4	0.83	0.48
		TL-S	68	26	30	29	36	20	2.74	2.4
11	16.83	T-S	66	38	51	21	26	13	5.29	3.48
12	13.62	T-S	60	30	38	20	12	17	-	-
13	17.80	T-M	54	29	40	13	24	7	1.59	1.46
		TL-M	50	4	26	14	18	13	6.77	1.46
14	13.30	T-S	89	70	73	31	31	18	5.33	1.4
15	15.77	T-S	75	62	55	39	28	24	2.55	6.42
16	17.83	T-S	55	40	37	13	24	8	18.92	8.72
17	12.81	T-S	90	85	69	27	27	20	-	-
18	13.67	T-M	77	57	56	29	21	12	3.57	4.03
19	18.61	T-S	86	71	69	25	26	15	5.28	3.95
		TL-S	71	32	52	19	17	32	0.79	3.95
20	12.42	T-M	30	20	15	10	9	2	1.55	3.97
Mean	16.38	-	61	37	42	19	19	13	4.37	3.42
T = Thoracic		TL = Thoracolumbar/Lumbar			M = Moderate			S = Severe		

332

333 Table 2: Curve reduction and axial derotation of apical vertebrae during supine extension

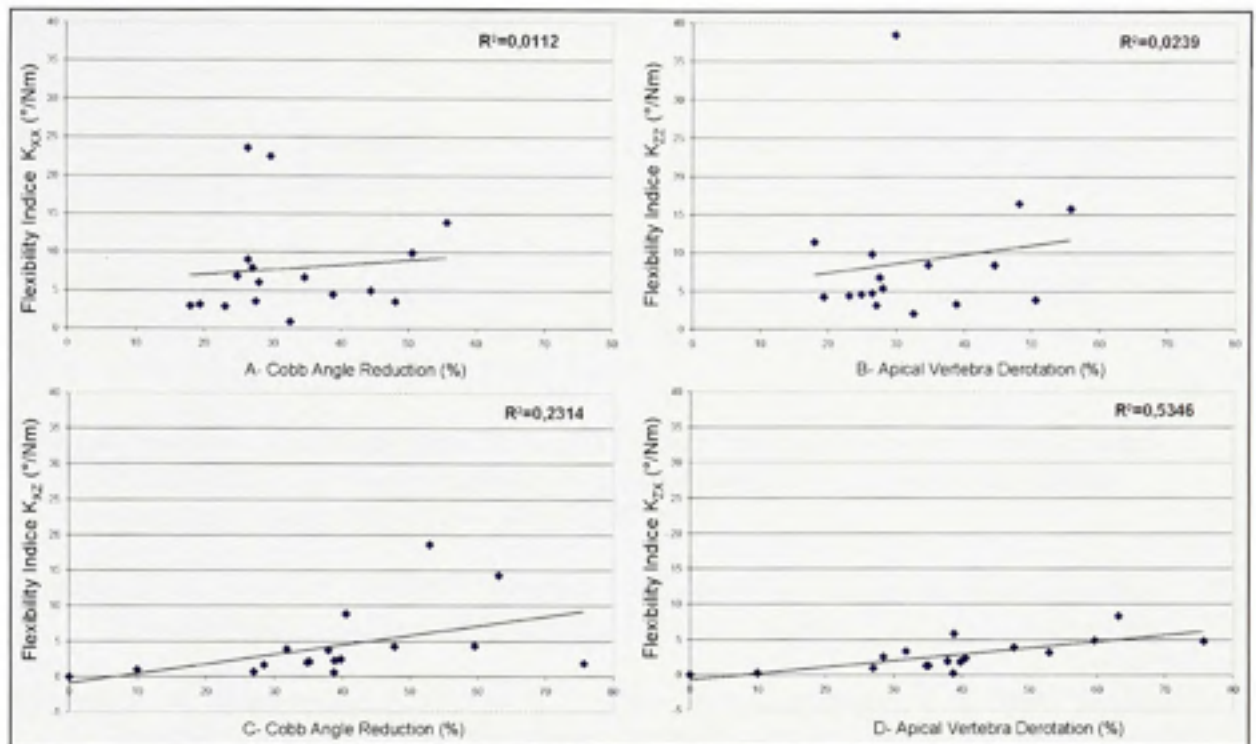
334

Spine flexibility assessment from supine extension radiographs

Curve Type		Cobb Angle Reduction		Apical Vertebra Derotation	
		Side-Bending	Extension	Side-Bending	Extension
All curves	(24)	24° * (42%)	19° (33%)	3° (16%)	8° * (40%)
≥ 60°	(13)	22° (31%)	20° (29%)	5° (21%)	8° * (34%)
< 60°	(11)	26° * (55%)	17° (38%)	2° (9%)	7° * (48%)
Thoracic	(18)	19° (32%)	18° (29%)	3° (15%)	9° * (46%)
≥ 60°	(11)	18° (26%)	19° (27%)	5° (24%)	9° * (37%)
< 60°	(7)	20° (41%)	16° (33%)	0° (1%)	8° * (61%)
Thoracolumbar	(6)	37° * (73%)	23° (44%)	4° (18%)	5° (23%)
≥ 60°	(2)	41° (59%)	28° (40%)	1° (6%)	5° (17%)
< 60°	(4)	35° (81%)	20° (46%)	5° (24%)	5° (26%)

* Pvalue < 0.05

Spine flexibility assessment from supine extension radiographs



336

337

338

Figure 4: Relationships between flexibility indices and the reduction observed during extension:

339

c) In the frontal plane: K_{XX} ($R^2 = 0.013$)

340

d) In the transverse plane: K_{ZZ} ($R^2 = 0.26$)

341

e) Coupling behavior, effect of the torsion on the Cobb angle reduction: K_{XZ} ($R^2 = 0.024$)

342

f) Coupling behavior, effect of the frontal moment on the apical vertebra derotation: K_{ZX} ($R^2 = 0.54$)

343

344

LISTE DE RÉFÉRENCES

- Adams, M. A. 1995. "Mechanical testing of the spine. "An appraisal of methodology, results, and conclusions." *Spine*. Vol. 20, n°19: p. 2151-2156.
- Chaffin, Don B., Anderson, Gunnar B. J. et Martin, Bernard F., 2006. "Anthropometry in Occupational Biomechanics". In *Occupational Biomechanics*. sous la dir. de Chaffin, Don B., Anderson, Gunnar B. J. et Martin, Bernard F, Wiley-Interscience., p. 34-74, New Jersey: John Wiley & Son
- Cheh, G., Lenke, L. G. et Lehmann, R. A. 2007. "The reliability of preoperative supine radiographs to predict the amount of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis." *Spine*. Vol. 32, n° 24: p. 2668-2672.
- Cheung, K. M. et Luk, K. D. 1997. "Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph." *J Bone Joint Surg Am* Vol. 79, n° 8: p. 1144-1150.
- Cripton, P. A., Bruehlmann, S. B., Orr, T. E., Oxland, T. R. et Nolte, L. P. 2000. "In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts." *J Biomech* Vol. 33, n° 12: p. 1559-1568.
- Davis, B. J., Gadgil, A., Trivedi, J. et Ahmed el, N. B. 2004. "Traction radiography performed under general anesthetic: a new technique for assessing idiopathic scoliosis curves." *Spine* Vol. 29: n°21: p. 2466-2470.
- de Frenza Michele Dario, S. G. 2005. "Biomécanique de la Scoliose." Dixième Congrès SIRER/ACRAMSR-Lyon.
- de Jonge, T., Dubousset, J. F., et Illes, T. 2002. "Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis." *Spine* Vol. 27, n°7: p. 754-760.
- Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B. Rivard, C. H., Coillard, C. et Deanserau, J. 2000. "Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis." *J Spinal Disord* Vol. 13, n°2: p. 93-101.
- Disch, A. C., Luzzati, A., Melcher, I., Schaser, K. D., Feraboli, F. et Schmoelz, W. 2007. "Three-dimensional stiffness in a thoracolumbar en-bloc spondylectomy model: a biomechanical in vitro study." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* Vol. 22, n°9: p. 957-964.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., de Guise, J., Kalifa, G., et Ferrer, S. 2005 "Le Système EOS Nouvelle Imagerie Ostéo-Articulaire basse dose

- en position debout." *e-mémoire de l'Académie Nationale de Chirurgie* Vol. 4, n°4: p. 22-27.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D. Skalli, W. et de Guise, J. A. 2005. "Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography." *IEEE Trans Biomed Eng* Vol. 52, n°10: p. 1756-1763.
- Gardner-Morse, M. G. et Stokes, I. A. 2004. "Structural behavior of human lumbar spinal motion segments." *J Biomech* Vol 37, n°2: p. 205-212.
- Garreau de Loubresse, C., Vialle, R. et Wolff, R. 2005. "Cyphoses pathologiques." *EMC-Rhumatologie orthopédie* n°2: p. 294-334.
- Hamzaoglu, A., Talu, U., Tezer, M., Mirzanli, C., Domanic, U. et Goksan, S. B. 2005. "Assessment of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis." *Spine* Vol 30, n°14: p. 1637-1642.
- Huber, G., Morlock, M. M. et Ito, K. 2007. "Consistent hydration of intervertebral discs during in vitro testing." *Med Eng Phys* Vol 29, n°7: p. 808-813.
- Hempfling, A., Ferraris, L., Koller, H., Rump, J. et Metz-Stavenhagen, P. 2007. "Is anterior release effective to increase flexibility in idiopathic thoracic scoliosis? Assessment by traction films." *Eur Spine J* Vol 16, n°4: p. 515-520.
- Kleinman, R. G., Csongradi, J. J., Rinsky, L. A. et Bleck, E. E. 1982. "The radiographic assessment of spinal flexibility in scoliosis: a study of the efficacy of the prone push film." *Clin Orthop Relat Res* n°162: p. 47-53.
- Klepps, S. J., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Bassett, G. S. et Whorton, J. 2001. "Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis." *Spine* Vol 26, n°5: p. E74-79.
- Kumar, K. 1996. "Spinal deformity and axial traction." *Spine* Vol 21, n°5: p. 653-655.
- Luk, K. D., Cheung, K. M., Lu, D.S. et Leong, J. C. 1998. "Assessment of scoliosis correction in relation to flexibility using the fulcrum bending correction index." *Spine* Vol 23, n°21: p. 2303-2307.
- Luk, K. D., Lu, D. S., Cheung, K. M. et Wong, Y. W. 2004. "A prospective comparison of the coronal deformity correction in thoracic scoliosis using four different instrumentations and the fulcrum-bending radiograph." *Spine* Vol 29, n°5: p. 560-563.

- MacEwen, G. D., Bunnell, W. P. et Sriram, K. 1975. "Acute neurological complications in the treatment of scoliosis. A report of the Scoliosis Research Society." *J Bone Joint Surg Am* Vol 57, n°3: p. 404-408.
- Marieb, Elaine N, 2005, Physiologie et anatomie humaine, 3^{ème} édition, Édition du renouveau pédagogique: Ville St-Laurent
- Matsumoto, T., Kitahara, H., Minami, S. Takahashi, K., Yamagata, M., Moriya, H. et Tamaki, T. 1997. "Flexibility in the scoliotic spine: three-dimensional analysis." *J Spinal Disord* Vol 10, n°2: p. 125-131.
- Ng, J. K., Kippers, V., Richardson, C. A. et Parnianpour, M. 2001. "Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values." *Spine* Vol 26, n°1: p. 53-60.
- Novosad, J., Cheriet, F., Petit, Y., Labelle, H. 2004. "Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models." *IEEE Trans Biomed Eng* Vol 51, n°9:p. 1628-1639.
- Olerud, C. 1984. "Orthopaedic traction device--an analysis of forces." *Injury* Vol 15, n°5: p. 341-346.
- Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Carandang, G., Simonds, J., Voronov, L. I., Ghanayem, A. J., Meade, K. P., Gavin, T. M. et Paxinus, O. 2003. "Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine." *J Orthop Res* Vol 21, n°3: p. 540-546.
- Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B. et Dunlap, B. 1999. "A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression." *Spine* Vol 24, n°10: p. 1003-1009.
- Petit, Y., Aubin, C. E. et Labelle, H. 2002. "Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine." *Stud Health Technol Inform* Vol 88: p. 400-403.
- Petit, Y., Aubin, C. E. et Labelle, H. 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.
- Pflaster, D. S., Krag, M. H., Johnson, C. C., Haugh, L. D. et Pope, M. H. 1997. "Effect of test environment on intervertebral disc hydration." *Spine* Vol 22, n°2: p. 133-139.

- Pinches, E., Thompson, D., Nordeen, H., Liasis, A. et Nischal, K. K. 2004. "Fourth and sixth cranial nerve injury after halo traction in children: a report of two cases." *J Aapos* Vol 8, n°6: p. 580-585.
- Polly, D. W., Jr. et Sturm, P. F. 1998. "Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility?" *Spine* Vol 23, n°7: p. 804-808.
- Sadat-Ali, M., al-Habdan, I. et al-Othman, A. 2000. "Adolescent idiopathic scoliosis. Is low melatonin a cause?" *Joint Bone Spine* Vol 67, n°1: p. 62-64.
- Scoliosis Research society "White Paper on Sagittal Plane Alignment."
- Sran, M. M., Khan, K. M., Zhu, Q. et Oxland, T. R. 2005. "Posteroanterior stiffness predicts sagittal plane midthoracic range of motion and three-dimensional flexibility in cadaveric spine segments." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* Vol 20, n°8: p. 806-812.
- Stanley, S. K., Ghanayem, A. J., Voronov, L. I., Havey, R. M., Paxinos, O., Carandang, G., Zindrick, M. R. et Patwardhan, A. G. 2004. "Flexion-extension response of the thoracolumbar spine under compressive follower preload." *Spine* Vol 29, n°22: p. E510-514.
- Stokes, I. A., Bigalow, L. C. et Moreland, M. S. 1986. "Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis." *Spine* Vol 11, n°3: p. 213-288.
- Suzuki, S., Yamamuro, T., Shitaka, J., Shimizu, K. et Lida, H. 1989. "Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis." *J Bone Joint Surg Br* Vol 71, n°2: p. 252-255.
- Takahashi, S., Passuti, N. et Delecrin, J. 1997. "Interpretation and utility of traction radiography in scoliosis surgery. Analysis of patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation." *Spine* Vol 22, n°21: p. 2542-2546.
- Tawackoli, W., Marco, R. et Liebshner, M. A. 2004. "The effect of compressive axial preload on the flexibility of the thoracolumbar spine." *Spine* Vol 29, n°9: p. 988-993.
- Troke, M., Moore, A. P. et Cheek, E. 1998. "Reliability of the OSI CA 6000 Spine Motion Analyzer with a new skin fixation system when used on the thoracic spine." *Man Ther* Vol 3, n°1: p. 27-33.
- Troke, M., Moore, A. P., Maillardet, F. J. et Cheek, E. 2005. "A normative database of lumbar spine ranges of motion." *Man Ther* Vol 10, n°3: p. 198-206.

- Vaughan, J. J., Winter, R. B. et Lonstein, J. E. 1996. "Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis." *Spine* Vol 21, n°21: p. 2469-2473.
- Vedantam, R., Lenke, L. G., Bridwell, K. H. et Linville, D. L. 2000. "Comparison of push-prone and lateral-bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in thoracolumbar and lumbar scoliotic curves." *Spine* Vol 25, n°1: p. 76-81.
- White III, A. A. et Penjabi, M. M. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine, Second Edition.*, printed in the USA, p. 3-109.
- Wilke, H. J., Claes, L., Schmitt, H. et Wolf, S. 1994. "A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation." *Eur Spine J* Vol 3, n°2: p. 91-97.
- Wilke, H. J., Wenger, K. et Cleas, L. 1998. "Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants." *Eur Spine J* Vol 7, n°2: p. 148-154.
- Willems, J. M., Jull, G. A. et J, K. F. 1996. "An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* Vol 11, n°6: p. 311-316.
- Yazici, M., Acaroglu, E. R., Alanay, A., Deviren, V., Cila, A. et Surat, A. 2001. "Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis." *J Pediatr Orthop* Vol 21, n°2: p. 252-256.

Sites Internet :

- ABC-of-Fitness. 2007. « Spine Rotation » In Info, Fitness Exercises, Fitness Exercises-Stretching, Back Stretches. En ligne <<http://www.abc-of-fitness.com>>. Consulté le 27 avril 2007
- American Pain & Wellness. « Causes of back pain » In Back and Neck Pain. En ligne. <<http://www.painandwellness.com>>. Consulté le 26 avril 2007
- Back Trainer. 2006 « Medic Back Trainer » En ligne <<http://www.backtrainer.com>>. Consulté le 27 avril 2007

- Children's Hospital & Regional Medical Center Seattle Washington. 2007. « Scoliosis » In Condition Treated. En ligne <<http://orthopedics.seattlechildrens.org/home>>. Consulté le 26 avril 2007
- Fifth Ave Physiotherapy. « Golf Stretches & Strengthening » In Exercises. En ligne <<http://www.fifthavephysiotherapy.com/index.php>>. Consulté le 27 avril 2007
- HealthEGood. 2007. « Body Bridge » In Product, Health Equipment. En ligne <<http://www.healthegoods.com>>. Consulté le 27 avril 2007
- Morgan MeDesign Inc. 2000. « Positioner Pro M-Series » In Manufacturers of the World's Finest Portable C-Arm Fluoroscopy Table. En ligne. <<http://morganmedesign.com/spacesaving.htm>>. Consulté le 26 avril 2007.
- Orthopaedics NorthEast. 2006. « Scoliosis » In SpineONE. En ligne. <<http://www.orthone.com/one/index.cfm>>. Consulté le 26 avril 2007
- Orthopod. 2007. «Special Head Halter» In Spine cervical, Patient Guide, Cervical Spinal Stenosis. En ligne <<http://www.eorthopod.com/public/>>. Consulté le 27 avril 2007
- Quality Function Deployment Institute. 2008. En ligne <<http://www.qfdi.org/>>. Consulté le 23 avril 2008
- University of Washington School of Medicine. 2007. « Scoliosis » In Approaches to DDX in Musculoskeletal Imaging. En ligne <<http://www.rad.washington.edu/>>. Consulté le 26 avril 2007
- SEER's Training Web Site. 2000. « Planes of the Body » In Anatomy & Physiology, Intro to the Human Body, Anatomical Terminology. <<http://training.seer.cancer.gov/index.html>>. Consulté le 27 avril 2007
- Southern California Orthopedic Institute. 2004. « Scoliosis » In Orthopedic Procedures. En ligne <<http://www.scoi.com/scoilio.htm>>. Consulté le 26 avril 2007
- Spine-Health 2007. En ligne <http://www.spine-health.com/topics/cd/scoliosis/scoliosis01.html>. Consulté le 12 novembre 2007
- The Pilates Room. 2007. « Pilates Studio » En ligne <<http://www.pilatesroom.com.au/index.htm>>. Consulté le 26 avril 2007
- Green Door Wellness. « Teeter Hang Ups Inversion Tables at Discount Prices » En ligne <<http://www.greendoorwellness.com/index.html>>. Consulté le 27 avril 2007