

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT ET ÉVALUATION D'UN SYSTÈME MULTIPositionS  
POUR LES CHIRURGIES DU RACHIS

BETTY PROPHETE

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AOÛT 2012

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉVELOPPEMENT ET ÉVALUATION D'UN SYSTÈME MULTIPositionS POUR LES  
CHIRURGIES DU RACHIS

présenté par : PROPHETE Betty

en vue de l'obtention du diplôme de : Maitrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. YAHIA L'Hocine, Ph. D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. MAC-THIONG Jean-Marc, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. PETIT Yvan, Ph.D., membre

## REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier Carl-Éric Aubin, mon directeur de recherche, pour m'avoir permis de réaliser ce projet passionnant; sa motivation et sa rigueur ont été pour moi une inspiration. Merci également à Jean-Marc Mac-Thiong pour avoir accepté de codiriger mon travail et d'avoir fourni des commentaires constructifs tout au long du projet.

Un énorme remerciement à Annick Koller qui a toujours été disponible pour toute question reliée au design et qui m'a énormément appris, à Souad Rhalmi pour la coordination des tests, pour son accueil au '9<sup>e</sup>-9' et sa bonne humeur, et à Rebecca Bonnaire pour son aide précieuse en modélisation.

J'aimerais remercier Fanny Canet et Christopher Driscoll, dont le travail m'a beaucoup aidée.

Un merci spécial à Diane, Bahe et Nikita pour leur collaboration lors des tests et à mes cinq sujets expérimentaux sans lesquels cette maîtrise n'aurait pu être complète. Sans oublier tous mes collègues du laboratoire à Sainte-Justine et à Polytechnique qui, par leur joie de vivre, leurs conseils et leurs encouragements ont contribué à faire de mon passage au Lis3D une expérience inoubliable.

Merci à mes parents, ma sœur, ma grand-mère, à tous les membres de ma famille et à mes amis qui m'ont soutenue et encouragée dans cette entreprise.

J'adresse mes remerciements aux partenaires financiers du laboratoire qui ont permis la réalisation de ce projet : la firme Medtronic du Canada ainsi que le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada.

Finalement, j'aimerais exprimer ma gratitude à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce projet : Mickael Cademartoni, Guy Lecours, Christian Bellefleur, Julie Joncas. Merci!

## RÉSUMÉ

Dans le cas de pathologies sévères de la colonne vertébrale telles la scoliose, fractures, tumeurs, etc., une intervention chirurgicale d'instrumentation peut être considérée. Le positionnement du patient sur la table d'opération est important afin d'assurer ses fonctions physiologiques et de le maintenir stable pendant l'intervention. Par ailleurs, le positionnement permet d'améliorer et faciliter l'exécution des manœuvres chirurgicales et l'instrumentation du rachis. À cet effet, un système de positionnement a été développé à l'École Polytechnique et au CHU Sainte-Justine pour les chirurgies de la colonne vertébrale scoliotique pratiquées dans la position en décubitus ventral le « MultiFunctional Positionning Frame » (MFPPF). Ce système comporte plusieurs composantes permettant de manipuler et positionner les membres du patient afin de corriger les déformations du rachis et/ou de le manipuler pour modifier la position relative des vertèbres.

Le présent projet de maîtrise avait pour objectif principal de réingénier le système MFPPF pour permettre le positionnement et le transfert dans deux positions opératoires, à savoir en décubitus ventral et latéral, et d'étudier les performances de ce nouveau système.

Ainsi, les objectifs spécifiques du projet étaient de :

- Modifier le design du système de positionnement MFPPF afin d'améliorer la cinématique des mouvements des membres inférieurs en décubitus ventral, l'adapter aux chirurgies par abord antérieur et permettre le retournement d'une position à l'autre;
- Adapter le design afin de permettre des manipulations du rachis par l'entremise de déplacements des membres inférieurs, soit la flexion en position ventrale et l'inflexion latérale en décubitus latéral;
- Modéliser le positionnement et les manipulations du nouveau système de positionnement afin d'évaluer la biomécanique de paramètres de positionnement.
- Tester expérimentalement la fonctionnalité du nouveau design.

Afin de répondre à ces objectifs, un prototype de système de positionnement a d'abord été développé et fabriqué à partir du système MFPP existant, en passant par l'élaboration d'un prototype virtuel et des dessins techniques des pièces et assemblages. Parallèlement, le positionnement et les manipulations induits par le système ont été simulés grâce à un modèle par éléments finis de la colonne vertébrale et des structures impliquées dans le positionnement d'un patient pour une chirurgie de scoliose.

Ces deux outils ont ensuite été évalués expérimentalement. Cette évaluation a débuté par la confrontation du modèle à des données extraites de la littérature lors de manipulations semblables à celles simulées. Puis, 5 volontaires sains ont participé à des tests expérimentaux conduits au centre de recherche du Centre Hospitalier Universitaire Sainte Justine, avec l'approbation des comités d'éthique de la recherche de l'hôpital et de l'École Polytechnique de Montréal.

Trois différents tests ont été réalisés afin d'évaluer les effets de l'utilisation du système et l'adéquation du modèle avec les données expérimentales:

- Le premier test avait pour objectif d'évaluer la facilité d'utilisation du système ainsi que l'effet des manipulations dans le plan frontal sur les courbures de la colonne.
- Le 2<sup>e</sup> test visait à déterminer l'effet du niveau d'inflexion en décubitus latéral sur les modifications de courbures.
- Le 3<sup>e</sup> test avait pour objectif d'évaluer dans quelle mesure les modifications effectuées permettent l'amélioration de la cinématique du système de positionnement des jambes en décubitus ventral.

Le positionnement des sujets asymptotiques sur le système en décubitus latéral sans inflexion a fait apparaître trois courbures le long de la colonne vertébrale : la plus importante avec une concavité vers le haut au niveau thoraco-lombaire encadrée de deux contre-courbures de moindre amplitude, aux niveaux thoracique proximal et lombo-sacré, à concavité vers le bas. Lors d'une inflexion de 40° imposée au système, la courbure est généralement concave vers le bas. Chaque sujet a présenté une courbure convexe à un niveau différent de la colonne thoracique et thoracolombaire, d'amplitude variant avec la flexibilité, puis les valeurs des angles induits augmentent graduellement pour atteindre leur maximum au niveau de la jonction lombo-sacré.

Pour une flexion maximale du système en DV le pourcentage de la flexion transmise aux cuisses par le système a augmenté de 30%, cependant lors de la flexion à 40°, la modification de la courbure lordotique du bas du dos ne semble pas plus importante lors de la manipulation sur du SMCR que celle du MFPP à l'observation externe.

Les simulations des manipulations ont en général été surévaluées par rapport aux mesures sur les 5 sujets de l'étude expérimentale, avec des différences maximales de 7° et 17° aux niveaux thoracolombaire et lombosacré respectivement.

Les sujets ont rapporté être confortables dans la position neutre en décubitus latéral et ventral. Lors de la manipulation frontale, les sujets ont rapporté ressentir une pression plus importante mais ne causant pas d'inconfort pendant la durée limitée du test (environ 20 minutes) au niveau supporté par le coussin du bassin. La distance entre les supports du thorax et de la tête causait parfois un inconfort au niveau du cou. Lorsque la flexion du support des cuisses dépassait 15°, la flexion au niveau des genoux augmentait le sentiment de sécurité.

Dans les deux positions testées, il a été possible d'effectuer des manipulations afin de modifier les courbures de la colonne vertébrale. Le passage d'une position à l'autre est relativement simple.

Le modèle par éléments finis, personnalisé à la géométrie d'un sujet particulier, représente les principaux tissus musculo-squelettiques et ligamentaires du tronc et des membres inférieurs. Suite à quelques modifications pour en améliorer la performance, il permettra de simuler l'effet du positionnement en décubitus latéral et des manipulations dans le pan frontal.

## ABSTRACT

In the case of severe pathologies of the spine such as scoliosis, fractures, tumors, etc., instrumentation surgery may be considered. Patient positioning on the operating table is important to ensure physiological functions and conserve stability during surgery. Furthermore, the surgical position can improve and facilitate the execution of surgical manoeuvres and instrumentation of the spine. To this end, a positioning system was developed at École Polytechnique and Sainte-Justine University Hospital for surgery of the scoliotic spine performed in the ventral decubitus position—the "Multi-Functional Positioning Frame" (MFPPF). This system has several components that can be used to manipulate and position the patient's limbs in order to correct spinal deformations and/or manipulate the spine in order to change the relative position of the vertebrae.

The main objective of this thesis project was to re-engineer the MFPPF to allow for positioning and transfer in two operating positions, namely in the ventral and lateral decubitus positions, and to study the performance of this new system. Thus, the specific objectives of the project were to:

- Modify the design of the MFPPF positioning system in order to improve the kinematics of the lower limbs in the ventral decubitus position, adapt the system for anterior approach surgeries and allow for the transfer from one position to the other;
- Adapt the design to allow manipulation of the spine through movement of the lower limbs: flexion in the ventral decubitus position and lateral bending in the lateral decubitus position;
- Model the positioning and manipulation of the new positioning system to assess the biomechanics of various positioning parameters;
- Experimentally test the functionality of the new design.

To meet these objectives, a prototype of the positioning system was developed based on the existing MFPPF system, from the development of a virtual prototype and technical drawings of parts and assemblies to manufacture and assembly. Meanwhile, the positioning and manipulation induced by the system were simulated using a finite element model of the spinal column and the adjacent structures involved in positioning a patient for scoliosis surgery.

Both tools were then evaluated experimentally. The evaluation began by comparing the model to data from the literature during manipulations similar to those simulated. Then, five healthy volunteers participated in experimental tests conducted at the Sainte Justine University Hospital Research Center, with the approval of the ethics committees of both the Hospital and the École Polytechnique de Montreal.

Three different tests were performed using experimental data to assess the effects of using the system and the adequacy of the model in this context:

- The first test was designed to evaluate system usability and the effect of manipulations on the frontal curvatures of the spine in the lateral decubitus position;
- The second test was designed to determine the effects of the level of inflection in the lateral decubitus position on the changes of curvature;
- The third test was designed to evaluate the extent to which the modifications made to the system can improve the kinematics of the leg positioning system in the ventral decubitus position.

The positioning of asymptomatic subjects on the system in the lateral decubitus position without inflection led to the formation of three curves along the spine: the largest one, which was concave and located at the thoracolumbar level, was flanked by two inverse curves of smaller magnitude at the proximal thoracic and low back levels. With an inflexion of  $40^\circ$  imposed on the system, the curvature was generally convex. Each subject had a concave curvature at a different level of the thoracic and thoracolumbar spine, the amplitude of which varied based on the level of flexibility, and the values of the resulting angles increased gradually to peak at the lumbosacral junction.

When moving from a neutral position to a position of maximum inflexion on both systems (approximately  $40^\circ$ ), the flexion in the subject's thighs increased 30% using the SMCR compared with the MFPP. However, when viewed externally, with a  $40^\circ$  flexion, the manipulations on the SMCR did not seem to alter the lordotic curve of the lower back to a greater extent than when the MFPP was used.

The simulated manipulations were generally overvalued relative to measurements on the five subjects in the experimental study, with maximum differences of  $7^\circ$  and  $17^\circ$  at the thoracolumbar and lumbosacral levels respectively.



The subjects reported being comfortable in the neutral lateral and ventral decubitus positions. During frontal manipulations, the subjects reported feeling greater pressure causing no discomfort during the limited duration of the test (approximately 20 minutes) at the level supported by the pelvic cushion. The distance between the thorax and head supports occasionally caused discomfort in the neck. When thigh flexion exceeded  $15^{\circ}$  in the ventral decubitus position, the greater bending at the knees on the SMCR increased the subjects' feeling of security.

In both positions tested, it was possible to carry out manipulations in order to modify the curvature of the spine. The transition from one position to another is relatively simple.

The finite element model, customized to the geometry of a particular subject, represents the major musculoskeletal and ligament tissues of the trunk and lower limbs. Following some modifications to improve its performance, the model will enable simulation of the effect of positioning in the lateral decubitus position and of manipulations in the frontal curvatures of the spine.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT .....	VII
TABLE DES MATIÈRES .....	X
LISTE DES TABLEAUX.....	XIII
LISTE DES FIGURES.....	XV
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE .....	3
1.1. Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale .....	3
1.1.1. La colonne vertébrale .....	3
1.1.2. Biomécanique de la colonne vertébrale dans le plan frontal.....	5
1.1.3. Les traitements de la colonne vertébrale .....	7
1.2. Le positionnement du patient lors de chirurgies de la colonne vertébrale .....	9
1.2.1. Objectifs et Description du positionnement en chirurgie du rachis .....	9
1.2.2. Biomécanique du positionnement .....	12
1.2.3. Manipulation des courbures rachidiennes .....	13
1.2.4. Le retournement per opératoire .....	15
1.3. Revue des systèmes de positionnement existants .....	17
1.3.1. Systèmes pour chirurgies générales (A).....	18
1.3.2. Systèmes pour les chirurgies du rachis en décubitus ventral (B).....	19
1.3.3. Systèmes pour les chirurgies du rachis supportant plus d'une des trois positions principales (C).....	21
1.3.4. Analyse critique des systèmes de positionnement existants .....	22

1.3.5.	MultiFunctional Positioning Frame (MFPPF).....	27
CHAPITRE 2	OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES .....	31
CHAPITRE 3	ÉLABORATION DU SYSTÈME DE POSITIONNEMENT .....	34
3.1	Cahier de charges fonctionnelles.....	34
3.1.1	Positions et retournement .....	34
3.1.2	Manipulations des courbures et corrections thoraciques.....	35
3.1.3	Imagerie.....	35
3.1.4	Accès .....	35
3.2	Étapes de réingénierie du MFPPF .....	36
3.3	Description du système développé.....	37
CHAPITRE 4	MÉTHODES DE MODÉLISATION ET D'ÉVALUATION EXPÉRIMENTALE.....	43
4.1	Modélisation du positionnement en décubitus latéral et des manipulations dans le plan frontal induits par le SMCR .....	43
4.1.1	Description du modèle .....	43
4.1.2	Description des simulations .....	44
4.1.3	Validation préliminaire du modèle à l'aide de données publiées.....	47
4.1.4	Simulation des conditions expérimentales .....	48
4.2	Évaluation expérimentale.....	49
4.2.1	Montage expérimental.....	49
4.2.2	Déroulement des tests.....	50
CHAPITRE 5	RÉSULTATS DE LA MODÉLISATION ET DE L'ÉVALUATION DU SYSTÈME .....	59
5.1	Caractéristiques des sujets.....	59
5.2	Effets de la manipulation dans le plan frontal.....	60

5.3	Fiabilité du modèle.....	64
5.4	Évaluation des améliorations du “Leg Positionner” .....	71
5.5	Évaluation qualitative du confort et de l’ergonomie du système .....	73
5.6	Évaluation de l’utilisation du système .....	73
CHAPITRE 6 DISCUSSION .....		74
6.1	Apport au domaine de la chirurgie de la colonne vertébrale.....	74
6.2	Interprétation des résultats .....	75
6.2.1	Réingénierie du système.....	75
6.2.2	Efficacité de la manipulation dans le plan frontal.....	78
6.2.3	Fiabilité du modèle.....	82
6.3	Limites de l’expérimentation .....	85
6.4	Réponses aux hypothèses .....	86
CONCLUSION.....		88
6.5	Perspectives futures.....	89
6.5.1	Développement futur du système.....	89
6.5.2	Raffinement et évolution du modèle .....	90
6.5.3	Expérimentations futures.....	91
RÉFÉRENCES.....		93

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Mouvements dans le plan frontal (Descrimes, 1995), (Vaneuville, 1997), (Lee, 2002). .....	6
Tableau 2: Systèmes pour les chirurgies générales.....	18
Tableau 3: Systèmes pour les chirurgies en décubitus ventral (partie 1).....	19
Tableau 4: Systèmes pour les chirurgies en décubitus ventral (partie 2).....	20
Tableau 5: Systèmes pour les chirurgies du rachis supportant les trois positions principales .....	21
Tableau 6: Système de positionnement idéal .....	24
Tableau 7 : Évaluation des différents systèmes de positionnement chirurgicaux par rapport au système de positionnement idéal pour les chirurgies du rachis .....	25
Tableau 8: Analyse comparative du MFPP.....	30
Tableau 9: Quelques caractéristiques morphologiques de la plage de sujets visée (Hensinger, 1986), (Pheasant, 2005).....	34
Tableau 10 : Angles imposés et positions du centre de rotation lors des simulations de la manipulation frontale .....	47
Tableau 11 : Catégories utilisées pour la taille et le poids.....	52
Tableau 12 : Catégories de taille et de poids des sujets du test I.....	52
Tableau 13 : Caractéristiques des sujets.....	59
Tableau 14 : Résultats du test d'inflexion chez les trois sujets du test I.....	59
Tableau 15 : Angles de Cobb induits par l'inflexion latérale et la manipulation chez les sujets lors du test I.....	60
Tableau 16 : Cunéiformisation des disques intervertébraux de la région apicale lors de la manipulation à 40° chez les trois sujets du test I.....	61
Tableau 17 : Angles intervertébraux induits lors de la manipulation en fonction du niveau du CR .....	63

Tableau 18 : Angles de Cobb induits lors de l'inflexion latérale en fonction de l'angle imposé et du centre de rotation .....	64
Tableau 19: Allongement de la colonne lors de l'enlèvement de l'effet de la gravité en fonction du poids du sujet.....	66
Tableau 20 : Angles de Cobb induits lors du positionnement en fonction du poids du sujet .....	66
Tableau 21 : Comparaison des résultats du positionnement avec ceux de la littérature .....	67
Tableau 22 : Courbures créées dans le plan frontal lors du positionnement en décubitus latéral VLS: Vertèbre limite supérieure; VT : vertèbre transitionnelle.....	68
Tableau 23 : Répartition des courbures induites en fonction du niveau du centre de rotation lors des manipulations réelles et simulées chez le sujet du test II.....	70
Tableau 24 : Différences entre les angles mesurés lors de l'expérimentation et ceux calculés par le modèle lors de la manipulation pour les trois niveaux d'inflexion du test III.....	70
Tableau 25 : Angles absolus en degrés des membrures (M1 : support des cuisses, M2 support des jambes) et segments (C : cuisse, J : jambe) à intervalles réguliers des manipulations (T : durée de la manipulation).....	72
Tableau 26: Évaluation du SMCR par rapport aux systèmes de positionnements des trois catégories avec et sans les limites imposées dans le cadre de ce projet.....	78

## LISTE DES FIGURES

Figure 1: La colonne vertébrale, les zones de la colonne et une vertèbre typique.....	3
Figure 2: Les régions de la colonne vertébrale .....	4
Figure 3: Unité fonctionnelle de mouvement de la colonne vertébrale .....	4
Figure 4 : Fulcrum bending (Cheung 1997).....	7
Figure 5 : Les approches en chirurgie du rachis : .....	8
Figure 6 : Décubitus ventral en chirurgie de la colonne vertébrale (Stambough, 2007).....	10
Figure 7 : Cadre Relton-Hall <a href="http://www.reconco.com">http://www.reconco.com</a> .....	10
Figure 8 : Positionnement en décubitus latéral en chirurgie du rachis. (Boos, 2008).....	11
Figure 9 : Simulation des modifications de courbure frontale lors du positionnement en décubitus latéral (Lalonde, 2010) .....	12
Figure 10 : Manipulations dans le plan frontal ; Flexion(A) et extension(B) des membres inférieures, position neutre(C) et relevée du sternum (D) (Driscoll, 2010). .....	13
Figure 11 : Table ‘articulée’ (à gauche) et utilisation d’un coussin (à droite) pour améliorer l’accès à la colonne vertébrale en décubitus latéral .....	14
Figure 12 : Préparation du retournement du sujet sur un système de positionnement.....	15
Figure 13 : Les fils, tubes et cathéters fixés au patient constituent un obstacle lors du retournement.....	15
Figure 14: Rotation de 180° d’un patient sur le Jackson Spinal System .....	16
Figure 15 : rotation de 180° d’un sujet sur la Maximum Access Lateral Table.....	16
Figure 16: Leg Positionner (Canet 2009).....	27
Figure 17 : MultiFunctional Positioning Frame (Canet, 2009).....	27
Figure 18: Système de levée du sternum (Canet, 2009).....	28
Figure 19 : Trajectoire lors des mouvements du leg positionner (Canet, 2009) .....	28
Figure 20: Trajectoires lors de la levée du sternum (Canet 2009) .....	28

Figure 21 : Système de positionnement réingénié .....	37
Figure 22: Attache du support du bassin.....	38
Figure 23: Support du thorax .....	39
Figure 24: Coussin du bassin .....	39
Figure 25: Supports des bras .....	40
Figure 26 : Le support des membres inférieurs ou Leg positionner.....	41
Figure 27 : Mode de mouvements du leg positionner : a) Inflexion en décubitus latéral b) Flexion en décubitus ventral.....	42
Figure 28: Modèle de base et repère .....	43
Figure 29 : première phase du positionnement (les flèches correspondent aux forces gravitationnelles appliquées aux différents niveaux vertébraux).....	45
Figure 30 : Montage expérimental pour les tests I et II (en haut) et III (en bas) .....	49
Figure 31: Organigramme des tests effectués .....	51
Figure 32 : Mesures prises sur les sujets; A : La longueur du tronc mesurée entre l'apophyse épineuse de C7 et le milieu des crêtes iliaques; B : La longueur des cuisses entre le milieu du grand trochanter et l'épicondyle latéral du fémur; C : La longueur des jambes; D : Largeur des épaules.....	51
Figure 33: Inflexion latérale maximale volontaire et radiographie.....	53
Figure 34 : sujet positionné en décubitus latéral (A) et en iflexion latérale (B) sur le système.....	54
Figure 35 : Passage de la position en décubitus latéral à ventral. ....	54
Figure 36 : Inflexion latérale du sujet aux niveaux T12-L1 (à droite) et L5-S1 (à gauche) lors du test II.....	56
Figure 37: Sujet en position neutre sur les deux systèmes et position des marqueurs (A : SMCR; B : MFPP; C : Sujet) .....	57
Figure 38 : Sujet en flexion maximale sur les deux systèmes (SMCR en haut, MFPP en bas).....	58
Figure 39: Radiographies du test en inflexion pour les sujets Ia, Ib et Ic de gauche à droite.....	59



Figure 40 : Radiographies des sujets du test I lors de l'inflexion latérale volontaire (à droite) et lors de la manipulation dans le plan frontal (à gauche).....	61
Figure 41 La manipulation et radiographie chez les trois sujets du test I.....	62
Figure 42 : La manipulation et radiographie dans les trois positions du test II .....	63
Figure 43: Positionnement en décubitus latéral du haut vers le bas : Conditions 0, I et II.....	65
Figure 44 : Allongement de la colonne lors de l'enlèvement de l'effet de la gravité .....	66
Figure 45 : Positionnement en décubitus latéral réel et simulé lors du test I.....	67
Figure 46 : Effet de l'inflexion latérale avec les conditions III à gauche et IV à droite .....	68
Figure 47: La manipulation testée et simulée chez les trois sujets du test I.....	69
Figure 48 : Début et fin de la manipulation dans le plan frontal avec le SMCR (à gauche) et le MFPP (à droite) lors du test comparatif entre les deux systèmes (test III) .....	71
Figure 49: Position (en mm par rapport à l'origine du système Polaris) dans le temps des membrures du système (en vert) et des segments des membres inférieurs (en bleu) dans les deux systèmes aux temps indiqués dans le tableau XIV suivant (ordre chronologique du plus pâle au plus foncé).....	71
Figure 50 : Variation des écarts d'angles des segments par rapport aux membrures des systèmes .....	72
Figure 51 : Trajectoires des marqueurs lors de la manipulation dans le plan sagittal sur les deux systèmes .....	72
Figure 52: Différences dans le même système (à gauche le Maximum Access et à droite le Jackson Axis) pour les positions en DL (en haut) et DV (en bas). .....	74
Figure 53 : Mouvement du complexe de la ceinture pelvienne et muscles impliqués (Hamil, 2009).....	76
Figure 54 : Mouvement du complexe de la ceinture pelvienne lors a : de la flexion naturelle (Hay, 2008) ainsi que lors des manipulations sagittales ; b : sur le MFPP ; c : sur le SMCR .....	76
Figure 55 : Design du Leg positionner dépassant le cadre dans la position neutre.....	77

Figure 56: <i>Comparaison de la cunéiformisation des disques intervertébraux lors du test d'inflexion latérale par rapport à la littérature</i> .....	79
Figure 57 <i>Comparaison de la cunéiformisation des disques intervertébraux lors des tests I (à droite) et II (à gauche) par rapport à la littérature</i> .....	80
Figure 58: <i>Effets des manipulations frontales en DV ((Driscoll, 2010) a : radiographie debout et b : en DV avec déplacement latéral des membres inférieurs et du tronc) et du fulcrum bending ((Hay, 2008) c : Radiographie debout et d : en DL sur le fulcrum) sur les courbures frontales de la colonne</i> .....	81
Figure 59: <i>Effets du push-prone ((Vedantam, 2000) e : radiographie debout et f : en push-prone) sur les courbures frontales de la colonne vertébrales</i> .....	81
Figure 60: <i>Comparaison du fulcrum bending ((Cheung, 1997) à gauche) et de la manipulation frontale (à droite)</i> .....	82
Figure 61: <i>Comparaison de la cunéiformisation des disques intervertébraux lors des simulations du test II par rapport à la littérature</i> .....	83
Figure 62: <i>A : Modèle initial, B et C: Après les deux étapes du positionnement en décubitus latéral et D : En inflexion latérale de 40o</i> .....	84

## INTRODUCTION

La colonne vertébrale joue, chez l'homme, un rôle multiple et important : elle protège la moelle épinière, supporte le haut du corps et permet les mouvements amples et complexes de notre vie quotidienne. Une pathologie du rachis peut donc avoir des répercussions importantes pour les patients, causant de la douleur, la diminution des fonctionnalités, etc. Or, ces pathologies sont nombreuses : déviations de la colonne vertébrale, traumatismes et lésions, inflammations, tumeurs, hernies discales, infections, etc.

Lorsqu'une chirurgie de la colonne vertébrale est envisagée, plusieurs paramètres de l'opération doivent être prévus dont la position du patient durant l'intervention. De façon courante, le patient est allongé en décubitus ventral et une incision est pratiquée le long du dos pour exposer les vertèbres postérieurement. Plusieurs techniques dites par abord antérieur nécessitent que le patient soit allongé en décubitus latéral ou dorsal pour donner aux chirurgiens l'accès à la colonne antérieure. Certaines pathologies peuvent nécessiter une approche combinée antérieure et postérieure durant la même opération, ce qui requiert de retourner le patient d'une position à l'autre durant l'intervention.

Plusieurs systèmes de positionnement utilisés lors de ces chirurgies sont développés spécifiquement pour les opérations de la colonne vertébrale, d'autres pour les chirurgies générales. Plusieurs études (*Krettek, 2006*), (*Maruyama, 2008*), (*Duke 2008*) ont démontré qu'il était possible de tirer profit du positionnement lors des chirurgies en décubitus ventral pour améliorer la correction de courbures pathologiques de la colonne vertébrale. Duke (2005) a rapporté, chez deux sujets scoliotiques positionnés en décubitus ventral dans la salle d'opération, des corrections de 26 et 37% d'angle de Cobb thoracique et de 34 et 48% pour les angles de Cobb lombaires. En augmentant la flexion des hanches dans cette position, Driscoll (2010) a mesuré des diminutions moyennes de lordose et de cyphose de 52 et 16% respectivement chez des sujets sains. De plus, introduire une courbure à un niveau précis de la colonne vertébrale en modifiant la position des membres permet de faciliter la tâche des intervenants lors de plusieurs manipulations chirurgicales (*Krettek, 2006*), (*Frymoyer, 2003*).

Pour étudier ce phénomène, un système de positionnement multifonctionnel (Multi Functional Positioning Frame MFPPF) a été conçu à l'École Polytechnique et au CHU Sainte-Justine. Ce

système consistait en un système modulaire comprenant un support pour maintenir et orienter chaque segment du corps en décubitus ventral : la tête, les membres supérieurs, le tronc, le bassin et les membres inférieurs; ainsi qu'un système de levée du sternum. Les supports permettaient un ajustement pour accommoder une grande plage de sujets et le système de levée du sternum et le support des membres inférieurs permettaient de modifier les courbures sagittales de la colonne thoracique et lombaire. Des études expérimentales ont démontré que l'utilisation de ce système pour les chirurgies de la colonne vertébrale en décubitus ventral permettait de faciliter l'accès aux disques intervertébraux, de réduire les déformations de patients atteints de spondylolisthesis et de scoliose et de restaurer un meilleur profil sagittal chez des sujets scoliotiques (*Driscoll, 2010*).

Le présent projet s'intéresse à un autre type de positionnement pertinent pour certaines chirurgies du rachis, soit le positionnement en décubitus latéral. L'objectif principal de ce projet de maîtrise est de développer et évaluer un système permettant le positionnement et son ajustement en décubitus latéral tout en permettant le retour à la position en décubitus ventral, et vice versa.

Ce mémoire est divisé en sept chapitres : le premier fait état des connaissances actuelles en ce qui a trait à la biomécanique de la colonne vertébrale et du positionnement chirurgical. Le second chapitre présente les objectifs spécifiques du projet et les hypothèses sur lesquelles la présente étude est basée. Le troisième chapitre détaille l'élaboration du prototype du système de positionnement. Les méthodes de modélisation et d'expérimentation sont présentées au quatrième chapitre et les résultats dans le cinquième. Une discussion suit au chapitre six et porte sur les outils développés, l'interprétation des résultats en lien avec les hypothèses et les objectifs de cette maîtrise, ainsi que sur les perspectives amenées par cette étude. Enfin, le septième chapitre vient conclure ce travail.

## CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE

### 1.1. Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

#### 1.1.1. La colonne vertébrale

La colonne vertébrale ou rachis est généralement constituée de 33 vertèbres. La colonne antérieure (Fig. 1 : CA), composée des corps vertébraux et des disques intervertébraux, remplit les fonctions d'absorption de chocs et de support du haut du corps (tronc, tête et membres supérieurs). C'est elle qui permet les nombreux mouvements du tronc. Les différentes courbures de la colonne lui permettent d'agir comme un ressort pour absorber les chocs en compression (Boos, 1998).

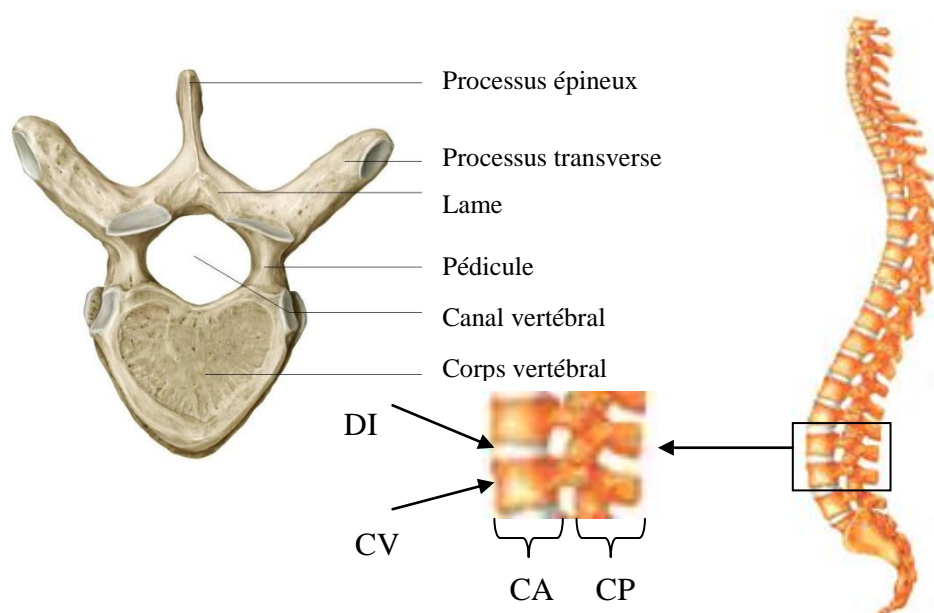


Figure 1: La colonne vertébrale, les zones de la colonne et une vertèbre typique

La colonne postérieure (Fig. 1 : CP) est composée des pédicules, des lames ainsi que des apophyses articulaires, transverses et épineuses. Ces diverses composantes délimitent, avec le corps vertébral, le foramen vertébral et canal vertébral ou rachidien (Boos, 1998). La moelle

épineuse et le sac dural passent dans le canal rachidien alors que les nerfs rachidiens passent par les forams intervertébraux (Gray, 1901), (Boos, 1998).

Les vertèbres sont articulées entre elles par les facettes articulaires supérieures et inférieures et à travers le disque intervertébral. Les vertèbres thoraciques s'articulent également aux côtes à travers les articulations costo-vertébrales, très rigides (Bogduk, 2005), (Skryme, 2005). Au niveau cervical, les articulations uncovertébrales sont également présentes entre C2 et C7. Les deux premières vertèbres cervicales présentent trois articulations : la première entre la dent de l'axis et l'arc de l'atlas et deux articulation latérales entre les facettes articulaires des deux vertèbres (Gray, 1901)

La colonne vertébrale est une structure complexe qui présente 5 régions principales (Fig. 2) : les colonnes cervicale (C1 à C7), thoracique (T1 à T12) et lombaire (L1 à L5) ainsi que le sacrum (S1 à S5) et le coccyx composé de 5 vertèbres. Chaque région a un comportement différent en mouvement et a des amplitudes de mouvement différentes dépendamment de la direction (Gray, 1901). Les rachis cervical et lombaire sont généralement lordotiques. Chez une personne saine, le rachis thoracique présente une cyphose.

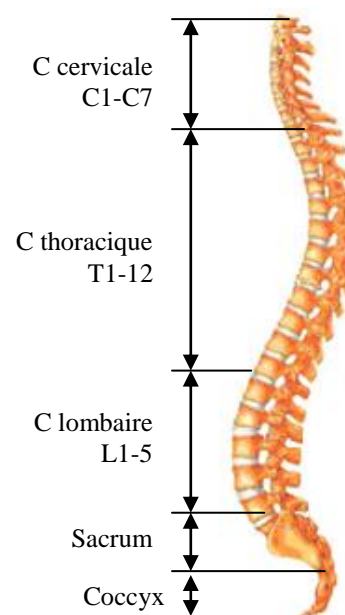


Figure 2: Les régions de la colonne vertébrale

#### 1.1.1.1. Disques intervertébraux et unité fonctionnelle de mouvement

A chaque région de la colonne, sauf aux niveaux du sacrum et du coccyx où les vertèbres sont fusionnées et entre les deux premières vertèbres cervicales, deux vertèbres adjacentes sont séparées par un disque intervertébral. Le disque intervertébral, constitué principalement de fibres de collagène, comprend un noyau pulpeux de substance gélatineuse entouré d'un anneau fibreux plus rigide, le noyau agissant en tant

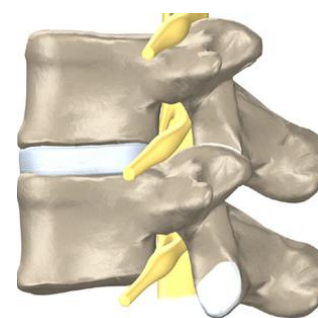


Figure 3: Unité fonctionnelle de mouvement de la colonne vertébrale

qu'amortisseur entre les vertèbres et pouvant se déplacer dans l'anneau. Le disque assure la continuité entre les deux vertèbres lorsque l'angle entre elles change (Gray, 1901), (Bogduk, 2005).

Une unité fonctionnelle de mouvement (Fig. 3) est composée de deux vertèbres adjacentes ainsi que du disque intervertébral qui les sépare. Elle ne peut effectuer que des mouvements limités mais l'ensemble des unités fonctionnelles donne à la colonne saine une mobilité permettant des mouvements étendus et complexes. Chaque unité fonctionnelle a six degrés de liberté principalement en rotation. Il y a également des micro-translations dans les trois axes principaux mais elles sont très petites, de l'ordre de 0.5mm (Oxland, 1992).

## **1.1.2. Biomécanique de la colonne vertébrale dans le plan frontal**

### **1.1.2.1. Mouvements par région de la colonne**

Plusieurs études, (Oxland, 1992), (Panjabi, 1994), (Busscher, 2009, 2010) portant sur les rigidités rachidiennes de la colonne ont permis de déterminer qu'en général, excluant la région cervicale, les niveaux thoraciques proximaux et lombaires sont les plus mobiles (Busscher, 2009, 2010). En rotation axiale cependant, les amplitudes de mouvements diminuent au fur et à mesure qu'on se rapproche du bassin (Busscher, 2009).

La colonne thoracique diffère des autres régions à cause de l'effet stabilisateur de la cage thoracique. Avec le sternum, elle est responsable de 31, 35 et 40% de la rigidité de la cage thoracique en rotation axiale, inflexion latérale et flexion/extension respectivement (Watkins, 2005), (Busscher, 2010).

### **1.1.2.2. Influence des tissus mous sur la flexibilité rachidienne**

Lafon (2010) a simulé l'inflexion latérale de sujets scoliotiques avec et sans la personnalisation de la rigidité des différents disques intervertébraux et a déterminé que celle-ci permettait de diminuer de 95% erreurs de mobilité des vertèbres par rapport au mouvement réel. En simulant un test en fulcrum bending sur un modèle scoliotique, Little et al. ont déterminé qu'une réduction de 40% de la rigidité du collagène dans les disques amenait une augmentation de la flexibilité de 1.2% alors qu'une réduction de 40% de la rigidité des ligaments amenait une augmentation de la flexibilité de 0.2% lors des rotations intervertébrales. (Little, 2009).

### 1.1.2.3. Évaluation de la flexibilité du rachis

Le test d'inflexion latérale et le fulcrum bending permettent d'estimer le potentiel de correction de la scoliose avant la chirurgie. Ces manipulations permettent d'apprécier les modifications de courbures qui ont lieu dans le rachis lors de mouvements dans le plan frontal.

#### *Inflexion latérale*

Les études de Beuerlein et de Lamarre ont montré que des corrections d'en moyenne 47% et 51% pour les courbures frontales thoraciques et lombaires respectivement (Beuerlein, 2003) et de 12% dans le plan transverse au niveau de la vertèbre apicale (Lamarre, 2009) peuvent être obtenues par inflexion latérale chez des sujets scoliotiques. Descrimes a rapporté une rotation du côté controlatéral aux premières vertèbres thoraciques (Descrimes, 1995).

Le tableau 1 donne les amplitudes mesurées à chaque niveau vertébral de T1 à S1 et au niveau de l'articulation de la hanche lors des différentes études in vivo par inflexion maximale volontaire (Descrimes, 1995), (Vaneuville, 1997), (Lee, 2002).

Des mouvements couplés se produisent généralement pour chaque moment principal imposé à la colonne vertébrale. Une revue de la littérature sur le couplage entre l'inflexion latérale et la rotation axiale dans la région thoracique a rapporté un mouvement couplé en rotation ipsilatérale à chaque unité fonctionnelle (Sizer, 2007).

Descrimes (1995) a trouvé lors du mouvement d'inflexion latérale des mouvements couplés de rotation axiale et de flexion associés au mouvement d'inflexion latérale. L'inflexion latérale n'a pas apporté de modification dans le plan transverse dans à peu près un tiers des cas dans l'étude de Lamarre et al. (2009) et dans aucun des cas de scoliose sévère (moy 62° Cobb) pour Beuerlein (Beuerlein, 2003).

<i>Mouvements dans le plan frontal</i>		
<i>Niveau</i>	<i>Inflexion Latérale in vivo</i>	
	<i>Par région</i>	<i>Par unité fonct</i>
<i>T1-2</i>	10.08	1.5
<i>T2-3</i>		1
<i>T3-4</i>		0.5
<i>T4-5</i>		0.4
<i>T5-6</i>		0.45
<i>T6-7</i>		0.5
<i>T7-8</i>	11.63	0.45
<i>T8-9</i>		0.6
<i>T9-10</i>		0.8
<i>T10-11</i>		1.5
<i>T11-12</i>		2
<i>T12-L1</i>	4.81	2.45
<i>L1-2</i>		3.2
<i>L2-3</i>		3.5
<i>L3-4</i>		-1.28
<i>L4-5</i>		6
<i>L5-S1</i>		
<i>Hanche 1</i>	3.39	
<i>Hanche 2</i>	7.90	

Tableau 1: Mouvements dans le plan frontal (Descrimes, 1995), (Vaneuville, 1997), (Lee, 2002).



#### 1.1.1.1.1 Fulcrum bending

La technique du fulcrum bending consiste à placer un patient en décubitus latéral sur un “fulcrum” (fig. 4) placé du côté convexe de la courbe scoliothique afin que la colonne soit passivement dépliée (Klepps, 2001), (Cheung, 1997).

En positionnant des sujets scoliothiques en fulcrum bending, Klepps (2001) a trouvé des corrections d'en moyenne 54, 50 et 64% des courbures pathologiques pour des patients atteints de scoliose thoracique principale et lombaire, thoracique et thoraco-lombaire/lombaire respectivement. Little et al. ont trouvé des mouvements couplés dans la colonne en fulcrum bending : des mouvements en flexion/extension et en rotation axiale pouvant aller jusqu'à 1.2° et 0.34° respectivement (Little, 2009).



Figure 4 : Fulcrum bending (Cheung 1997).

### 1.1.3. Les traitements de la colonne vertébrale

En général, les pathologies de la colonne, si elles ne sont pas très sévères, peuvent être traitées par traitement conservateur tel que le repos, la physiothérapie ou la kinésithérapie, par corset, par traitement pharmacologique ou par une combinaison de deux ou plusieurs de ces traitements (Brodhurst, 1864), (Borenstein, 2004), (Postacchini, 1999). Une intervention chirurgicale est considérée dans les cas sévères, par exemple lorsqu'il y a une déformation importante, des atteintes neurologiques, de l'instabilité, ou lorsque des traitements conservateurs ont échoué (Neuwirth, 2001). Les chirurgies impliquent fréquemment des fusions intervertébrales pour lesquelles une instrumentation est souvent utilisée afin de stabiliser les vertèbres à fusionner et/ou de corriger des courbures pathologiques.

### 1.1.3.1. Les abords chirurgicaux de la colonne vertébrale

On entend par abord chirurgical, dans le cadre des chirurgies du rachis (fig. 5), la technique utilisée pour approcher et exposer la colonne vertébrale. Le choix de l'abord dépend de la pathologie, du niveau qui va être opéré et des préférences du chirurgien.

Les chirurgies par abord antérieur sont celles où le chirurgien a accès aux éléments antérieurs de la colonne, soit le corps vertébral et le disque intervertébral. Pour cela, le sujet peut être positionné en décubitus ventral ou dorsal mais très souvent la position en décubitus latéral ou semi-latéral est utilisée. Les chirurgiens ont alors directement accès aux éléments postérieurs de la colonne : apophyses épineuses et transverses, lames, facettes articulaires, pédicules, etc. Pour ce genre d'approche, le patient est le plus souvent positionné en décubitus ventral.

La présence des viscères et des côtes rend difficile d'accès la colonne antérieure, surtout lorsque plusieurs niveaux vertébraux doivent être instrumentés. Il est parfois nécessaire de dégonfler un poumon ou de sectionner des côtes pour l'abord antérieur de la colonne thoracique, ce qui peut entraîner des pertes de sang, une augmentation de la douleur et de la durée de convalescence et des problèmes respiratoires. L'abord postérieur est donc très souvent utilisé en chirurgie du rachis (Boos, 2008), (Frymoyer, 2003), (Maruyama, 2008).

Les chirurgies combinées sont celles où les deux abords précédemment mentionnés sont utilisées lors de la même intervention ; le patient est alors habituellement retourné d'une position à l'autre en cours de chirurgie (Schonauer, 2004).

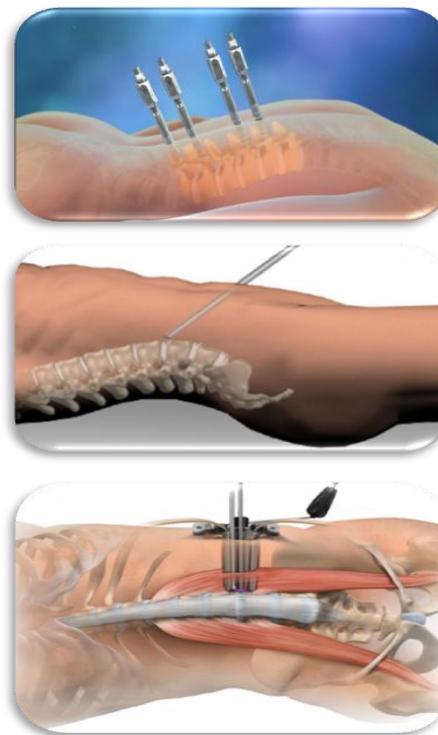


Figure 5 : Les approches en chirurgie du rachis :  
 a) approche postérieure en décubitus ventral ;  
 b) approche antérieure en décubitus dorsal ;  
 c) approche antérieure en décubitus latéral.

## **1.2. Le positionnement du patient lors de chirurgies de la colonne vertébrale**

### **1.2.1. Objectifs et Description du positionnement en chirurgie du rachis**

La position du patient lors d'une opération est une étape cruciale de la chirurgie. Le positionnement du patient en chirurgie a plusieurs buts : assurer le confort, la stabilité et la sécurité du patient, faciliter l'accès chirurgical et anesthésique, minimiser les pertes de sang, protéger les structures vitales, éviter les complications, etc. (*Hoshowsky, 1998*), (*Schonauer, 2004*), (*Servant, 2009*).

Certaines chirurgies de la colonne vertébrale sont relativement longues ce qui rend important d'éviter la compression de certaines structures comme les yeux, l'abdomen, les seins, les organes génitaux externes et les structures nerveuses, ou la formation de plaies de pression, complications indésirables suite à une chirurgie. Les causes extrinsèques de ce dernier phénomène sont liées à la pression, au temps, au frottement et au cisaillement des tissus mous. Une valeur de 32mmHg est décrite comme la pression maximale pour éviter la formation d'escarres. (*Hoshowsky, 1998*).

Il a été démontré qu'un bon positionnement en cours de chirurgie peut améliorer la correction des courbures scoliotiques avant même les manœuvres chirurgicales et l'instrumentation du rachis (*Duke, 2008*). Comme nous le verrons dans les sections suivantes, il est utile lors des chirurgies de la colonne vertébrale, particulièrement lors des corrections de courbures pathologiques comme la scoliose de réduire par le positionnement les déformations de la colonne et du tronc en induisant des rotations de la colonne, dans les plans sagittal, coronal et transverse et en exerçant des forces à certains endroits précis pour les corrections thoraciques (*Lee, 2010*).

Les effets du positionnement ainsi que des différentes manipulations per-opératoires des courbures rachidiennes ont été étudiés sur des sujets sains et pathologiques ainsi qu'à travers des modèles plus ou moins complexes du rachis. Dans les sections suivantes, nous réviserons plusieurs études effectuées sur la colonne vertébrale saine et pathologique de sujets humains ou à l'aide de modèles numériques, portant sur l'impact du positionnement en décubitus ventral et latéral et des manipulations des courbures rachidiennes dans les plans frontal et sagittal.

### 1.2.1.1. Décubitus ventral



Figure 6 : Décubitus ventral en chirurgie de la colonne vertébrale (Stambough, 2007)

Le positionnement en décubitus ventral (voire fig. 6) est très utilisé en chirurgie de la colonne vertébrale, principalement pour les abords postérieurs et dans le cadre de chirurgies impliquant de multiples niveaux vertébraux. La préparation anesthésique est effectuée avec le patient en décubitus dorsal sur une civière, puis celui-ci est habituellement retourné en décubitus ventral par un minimum de quatre personnes sur la table d'opération, respectivement pour les quatre tâches suivantes : maintenir la tête, maintenir les jambes, amorcer le passage et retournement du patient de la civière vers la table d'opération, et réception du tronc du patient sur la table d'opération. Il est important, à ce niveau de s'assurer de l'alignement de la colonne vertébrale; la tête, le cou et les voies respiratoires doivent être protégés (Spry, 2005). La tête est positionnée sur le côté, sur un oreiller ou de face et légèrement fléchie sur un coussin permettant l'accès et la vision aux yeux, au nez et au tube endotrachéal (Krettek, 2006), (Vaccaro, 2009). Une fois le patient installé sur la table d'opération, les bras sont positionnés sur leur support de chaque côté de la tête avec les coudes fléchis et les avant-bras en pronation. (Spry, 2005) Ils peuvent aussi être placés le long du corps pour certains cas.

De nombreux systèmes de positionnement utilisés pour les chirurgies de la colonne en décubitus ventral utilisent le principe des quatre supports du tronc de Relton-Hall (fig. 7) afin que l'abdomen soit libre de pression, celle-ci pouvant entraîner de nombreuses complications comme une augmentation importante des pertes de sang, des problèmes de respiration, de coagulation sanguine, etc. (Barash, 2009). Il faut également y avoir des supports coussinés pour le tronc, le bassin et les membres inférieurs; ces derniers doivent être légèrement fléchis



Figure 7 : Cadre Relton-Hall  
<http://www.reconco.com>

avec un coussin sous les chevilles pour minimiser la pression au niveau des genoux, ainsi que pour fléchir légèrement les genoux pour s'assurer de limiter la tension des nerfs sciatiques. Le tronc doit être supporté de façon à minimiser la pression au niveau des seins chez la femme et des

organes génitaux externes chez l'homme. Il est souvent pratique d'utiliser une table de chirurgie radio-transparente pour permettre l'imagerie de la colonne durant la procédure. Une légère traction caudale peut être appliquée aux épaules afin de dégager la région cervicale lors de radiographies latérales lors des chirurgies impliquant la région cervicale (Vaccaro, 2009)

#### 1.2.1.2. Décubitus latéral

Le positionnement en décubitus latéral (fig. 8) est souvent utilisé pour les abords antérieurs thoraciques et lombaires dans le cadre de courbures pathologiques de la colonne thoracolombaire, de tumeurs, de spondylolisthésis, de fractures, de lésions post traumatiques, etc. (Krettek, 2006), (Maruyama, 2008).

Le patient est intubé et anesthésié sur un lit ou sur la table d'opération en décubitus dorsal, puis il est placé, ou retourné en décubitus latéral sur la table d'opération. Pour les chirurgies correctrices de déformation de la colonne vertébrale, les patients sont positionnés de façon à ce que la convexité de la courbe soit orientée vers le haut chez les patients scoliotiques. Dans les autres cas, la préférence du chirurgien et l'anatomie relative à la région à opérer viennent influencer le côté à exposer en décubitus latéral (Sucato, 2003)



Figure 8 : Positionnement en décubitus latéral en chirurgie du rachis. (Boos, 2008)

A cette étape, il est important de s'assurer que les hanches et les épaules sont retournées simultanément afin d'éviter d'induire de la torsion dans la colonne. L'épaule inférieure est légèrement avancée et un coussin axillaire est placé sous le bras pour protéger le plexus brachial. Les bras sont placés à l'avant du corps avec les coudes à 90° (Servant, 2009) ou en extension. Les membres inférieurs du patient sont séparés par un coussin, la jambe inférieure fléchie à la hanche et au genou et la jambe supérieure souvent droite. Une attention particulière est mise afin de protéger le nerf péronéen commun au niveau de la jambe inférieure à l'aide d'un coussin protecteur entre la table et la partie latérale de la jambe. Le patient est fixé sur la table avec un matelas à billes, des supports, des courroies ou du ruban adhésif (Hoshowsky, 1998), (Boos, 2008).

### 1.2.2. Biomécanique du positionnement

Delorme et coll. ont documenté une amélioration moyenne de 37% de l'angle de Cobb thoracique grâce au positionnement en DV, à l'anesthésie et l'exposition chirurgicale (Delorme, 2000). Des corrections moyennes de 25% (45.5° à 34.1°) des angles de Cobb et de 6.1% (18.7° à 17.5°) de la rotation axiale ont été retrouvées par Lee et al. (2010) en positionnant 31 sujets scoliotiques en décubitus ventral. Cependant, en positionnant des sujets atteints de scoliose idiopathique adolescente sur le cadre Relton-Hall, Mac-Thiong et al. ont mesuré peu de différences significatives sur de nombreux indices posturaux (Mac-Thiong, 2002).

De rares études sur le positionnement en décubitus latéral ont démontré qu'il permet de modifier les courbures coronales. Pour des patients scoliotiques en décubitus latéral sans inflexion, Pannetier a observé des améliorations allant jusqu'à 35% des angles de Cobb (Pannetier, 2008). De même, Lalonde a mesuré des corrections allant jusqu'à 71% des courbures thoraciques chez des patients scoliotiques lorsque ceux-ci étaient positionnés en décubitus latéral, toujours sans inflexion latérale (Lalonde, 2010).

Duke et al. (2008) ont simulé le positionnement en décubitus ventral sur un cadre de type Relton-Hall. Les auteurs ont rapporté une diminution de la cyphose de 16% et de la lordose de 15% et des angles de Cobb thoracique et lombaire de 24% et 19% respectivement. Le décalage de la vertèbre apicale a diminué de 30% au niveau thoracique et a augmenté de 12.5% au niveau lombaire (Duke, 2008). Le modèle développé par Driscoll a été en mesure de prédire les réductions de lordose et de cyphoses lors du positionnement avec des erreurs moyennes respectives de 5 et 6° (Driscoll, 2010).

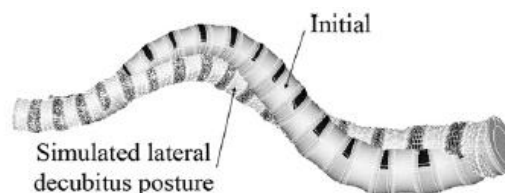


Figure 9 : Simulation des modifications de courbure frontale lors du positionnement en décubitus latéral (Lalonde, 2010)

Le positionnement a été modélisé en trois étapes par Pannetier (2008) et Lalonde (2010): La première et la dernière étapes consistent à réorienter la gravité pour simuler le passage de la position debout à la position couchée. L'étape finale, la réorientation latérale de la gravité, consiste à réappliquer la gravité latéralement à chaque tranche vertébrale du côté de la convexité

de la courbure. Lalonde a retrouvé des erreurs de correction de courbures inférieures à 5% par rapport aux corrections mesurées avec les sujets placés en décubitus latéral (fig. 9)

### 1.2.3. Manipulation des courbures rachidiennes

Certains systèmes de positionnement permettent de modifier la position ou l'orientation des segments corporels afin de maximiser les corrections per-opératoires des courbures ou de faciliter les manœuvres des chirurgiens.

#### 1.2.3.1. Manipulations dans le plan sagittal

Les courbures sagittales de sujets scoliotiques, spondylolisthétiques et sains ont été étudiées dans la position de décubitus ventral (voir fig. 10) sur un système de positionnement développé au CHU Sainte Justine et à l'École Polytechnique, comprenant un système de positionnement des membres inférieurs et un système de poussée vertical du sternum et ont montré des résultats concluants (Canet, 2008), (Driscoll, 2010). (Voir section 1.3.4)

Stephens et al. (1996) ont étudié l'effet sur la lordose du positionnement en décubitus ventral. Ils ont trouvé chez leurs sujets une lordose de  $51.7^\circ$  en position debout. Celle-ci était quasiment inchangée lorsque les sujets étaient en position neutre en décubitus ventral sur la Table Jackson, mais diminuait à  $27.3$  et  $17^\circ$  respectivement lorsque les sujets étaient positionnés sur la table Andrews avec les membres inférieurs à  $60$  et  $90^\circ$  de flexion (Stephens, 1996). De même, en positionnant des sujets chirurgicaux (discoïdectomie et fusion intervertébrale) et des volontaires sains sur le Wilson Frame avec les membres inférieurs en extension puis en flexion, Benfanti et al. (1997) ont rapporté une conservation de lordose par rapport à la position debout de 95% pour les patients et 98% pour les sujets sains en extension complète et 74% pour les deux groupes en flexion.

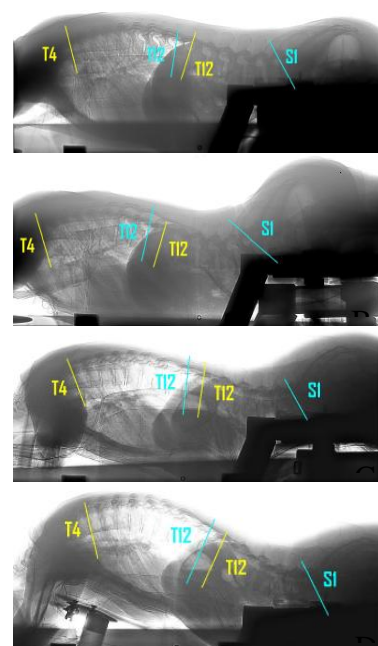


Figure 10 : Manipulations dans le plan frontal ; Flexion(A) et extension(B) des membres inférieures, position neutre (C) et relevée du sternum (D) (Driscoll, 2010).

Driscoll et coll. (2010) ont simulé les manipulations de la colonne dans le plan sagittal (Fig. 10) lors des mouvements de flexion et d'extension des membres inférieurs. Lors de ces mouvements, le bassin ainsi que la partie antérieure des côtes 3 et 4 sont fixés et des contraintes en rotation sont appliquées aux articulations de la hanche et des genoux. Les positions entre  $90^{\circ}$  de flexion et  $30^{\circ}$  d'extension ont ainsi été testées en gardant une inclinaison de  $30^{\circ}$  aux genoux. Le modèle a pu prédire les courbures sagittales obtenues chez des sujets expérimentaux avec une erreur moyenne de 3 degrés (Driscoll, 2010).

### 1.2.3.2. Manipulations dans le plan frontal

Dans le cadre de chirurgies du rachis en décubitus latéral, des stratégies peuvent être adoptées par les intervenants afin de faciliter les manœuvres des chirurgiens (Fig. 11). Par exemple, l'élévation au



Figure 11 : Table 'articulée' (à gauche) et utilisation d'un coussin (à droite) pour améliorer l'accès à la colonne vertébrale en décubitus latéral

niveau du site de la chirurgie par des coussins permet d'améliorer l'exposition des structures (Frymoyer, 2003). Il peut aussi être utile de 'plier' la table, c'est-à-dire d'imposer un angle entre les supports des différents segments corporels afin d'améliorer l'accès (Frymoyer, 2003). En général, il s'agit de générer de l'inflexion latérale au niveau opéré dans le but de faciliter l'accès à la colonne.

Peu d'études se sont penchées spécifiquement sur ces manœuvres utilisées en chirurgies mais d'autres manipulations telles que l'inflexion latérale et le fulcrum bending (Section 1.1.2.3 : Évaluation de la flexibilité du rachis) utilisées prédire la correction chirurgicale de la colonne permettent de mieux comprendre le comportement de la colonne vertébrale lors de ces manipulations.



### 1.2.4. Le retournement per opératoire

Le retournement en cours de chirurgie est un processus souvent difficile et fastidieux (Fig. 12). Le plus souvent, les draps stériles sont enlevés, au moins quatre personnes vont soulever et transférer le patient sur un lit mobile. Le système de positionnement opératoire est modifié pour correspondre à la position du patient à la prochaine étape de la chirurgie. Le patient est alors déplacé sur la table d'opération et retourné, repositionné, immobilisé, à nouveau stérilisé et recouvert par les champs opératoires; puis on passe à la prochaine étape chirurgicale.



*Figure 12 : Préparation du retournement du sujet sur un système de positionnement*

Dans les approches combinées, l'approche et la résection de structures se font parfois dans la position latérale ou dorsale initialement, puis le patient est retourné en décubitus ventral pour procéder à la fusion intervertébrale, souvent complétée d'instrumentation vertébrale composée de tiges, vis, crochets, etc. La colonne vertébrale est donc souvent dans un état instable lors du retournement, particulièrement lorsque l'instrumentation n'est pas encore en place, il est alors important d'éviter toute position non adéquate du patient et tout choc. Le corps entier doit être retourné de manière à éviter une torsion ou flexion importante à n'importe quel niveau du rachis, ce qui pourrait causer des dommages aux nerfs ou à la moelle épinière, déplacer ou endommager les implants et greffes en place.



*Figure 13 : Les fils, tubes et cathéters fixés au patient constituent un obstacle lors du retournement*

De plus, lors de la chirurgie, de nombreux tubes et lignes de monitoring (tube endotrachéal, voies veineuses centrales et périphériques, cathéters urinaires, électrodes de neuromonitoring, tube nasogastrique, etc. ; voir fig. 13) sont fixées aux niveaux de la tête, des bras, du bassin et des membres inférieurs pour permettre d'assurer la ventilation du patient, d'évaluer l'état neurologique du patient, de surveiller ses fonctions vitales, recueillir l'urine, etc. Lors du retournement, il arrive souvent que la présence de ces outils rende plus difficiles les manipulations (Frymoyer, 2003).

La rotation de 360° autour d'un axe horizontal permise par la table Jackson de OSI et illustrée à la figure 14, facilite la rotation efficace et sécuritaire d'un patient que ce soit de la position de décubitus ventral à dorsal et vice versa comme on peut le voir à la figure 14, mais pas dans la position de décubitus latéral. Le support qui va être utilisé dans la phase suivante de l'opération est fixé au cadre et le patient retenu entre les deux supports. Le système est retourné et le support initial enlevé pour avoir accès au patient. Une limite de ce système par rapport aux chirurgies considérées ici est que seule la lordose lombaire est affectée lors des mouvements en DV. Aussi comme on peut le voir à la figure, le passage d'une position à l'autre implique l'introduction dans la salle de chirurgie de nombreuses composantes du système.



Figure 14: Rotation de 180° d'un patient sur le Jackson Spinal System

Le système Maximum Access, (fig 15) du même fabricant permet aussi de retourner le patient de 180° mais avec un positionnement possible en décubitus latéral.



Figure 15 : rotation de 180° d'un sujet sur la Maximum Access Lateral Table

La Maximum Access ne présente cependant aucune possibilité de manipulation des courbures vertébrales pour aider à corriger les courbures ou de faciliter l'accès par des mouvements per-

opératoires. De plus, avec les deux systèmes mentionnés, la visualisation du visage peut être difficile pour l'anesthésiste.

### **1.3. Revue des systèmes de positionnement existants**

Dans l'analyse qui suit plusieurs types de systèmes de positionnement seront considérés :

- Des tables développées pour les chirurgies générales : le Trumpf Mars System, la Maximum Acces Lateral Table et la Magnus de Maquet.
- Des systèmes développés spécifiquement pour les chirurgies du rachis : le Multi Functional Positionning Frame développé au CHU Sainte-Justine et à l'École Polytechnique, ainsi que l'Andrew Spinal Surgical Table, la Table Relton Hall et le Wilson Frame qui ne sont adaptés qu'au positionnement en décubitus ventral ;
- L'Allen Flex Frame Spinal System, le Jackson Spinal System et l'Axis Jackson System qui supportent plus d'une des trois positions généralement utilisées en chirurgie du rachis, à savoir les positions en DV, DL et DD.

### 1.3.1. Systèmes pour chirurgies générales (A)



	<b>AI : TRUMPF MARS SYSTEM</b> 	<b>AII : MAXIMUM ACCESS TABLE</b> 	<b>AIII : MAQUET MAGNUS</b> 
<b>Description</b>	Système modulaire, développé pour les chirurgies générales. Hauteur, longueur et orientation générale ajustables. Compatible avec le Wilson Frame pour les chirurgies de la colonne.	Développé pour les chirurgies minimalement invasives et ouvertes requérant un accès maximal. Il donne un bon accès au niveau de la colonne. Rotation automatisée de 180°.	Système modulaire développé pour les chirurgies générales et utilisé dans plusieurs disciplines chirurgicales. Ajustable en hauteur en inclinaison latérale
<b>Spécifications</b>	Max flex / ext: 90° / 90° Max infl lat: 90° Max poids patient : 360kg Largeur Top : 60cm	Max flex / ext: n/a Max infl lat: n/a Max poids patient : 230kg Largeur Top : 24 - 43cm	Max flex/ext: 90° / 80° Max infl lat: 90° Max poids patient: 380kg Largeur Top: 54cm
<b>Positif</b>	Positionnement possible en DD, DV et DL. Radio-transparent à tous les angles.	Rotation du cadre de la position DD à DL ou DV. Radio-transparence au niveau de la colonne. Bonne proximité de la zone opératoire en DL. Abdomen libre de pression en DV.	Radio-transparent, compatible avec les positions en DV DL et DD. Manipulation possibles des courbures lombaires dans ces positions. Supports coussinés
<b>Négatif</b>	Non-respect de la biomécanique lors des mouvements de flexion/extension en décubitus ventral. Nécessité de faire une translation du cadre pour imager toute la colonne. Pression sur l'abdomen en DV. Seule la lordose lombaire est affectée lors des manipulations en DV.	Aucune possibilité d'aider à corriger les courbures ou de faciliter l'accès par des manipulations per-opératoires. La visualisation du visage peut être difficile.	Non-respect de la biomécanique lors des manipulations pression sur l'abdomen et les seins en DV

Tableau 2: Systèmes pour les chirurgies générales

### 1.3.2. Systèmes pour les chirurgies du rachis en décubitus ventral (B)



	<b>BI : ANDREW SST-3000</b>	<b>BII : MULTI-FUNCTIONAL POSITIONING FRAME (MFPF)</b>
		
<b>Description</b>	Développé spécialement pour les chirurgies de la colonne lombaires en DV.	Système développé spécifiquement pour les chirurgies de la colonne vertébrale dans la position en décubitus ventrale. La longueur et la hauteur sont ajustables et le système est compatible avec les pieds motorisés du système Jackson.
<b>Spécifications</b>	Max flex / ext: 90° / n/a Max infl lat: n/a Max poids patient : 160kg Largeur Top : 59cm	Max flex / ext: 85° / 45° Max infl lat: n/a Max poids patient : 450kg Largeur Top : 28- 50cm Levée sternum : 15.2cm
<b>Positif</b>	Radio-transparent. Abdomen libre de pression.	Radio-transparent. Manipulations des courbures sagittales, thoraciques et lombaires. Abdomen libre de pression. Les supports coussinés du thorax diminuent la pression aux points de contact et facilitent la correction des déformations scoliotiques.
<b>Négatif</b>	Uniquement utilisable pour un positionnement en DV. Seule la lordose lombaire est affectée lors des manipulations, le système ne permet pas l'extension des membres inférieurs.	Système non adapté au positionnement en DD ou DL. Non-respect de la biomécanique lors des manipulations de flexion / extension en décubitus ventral. La visualisation de la figure peut être difficile pour l'anesthésiste.

Tableau 3: Systèmes pour les chirurgies en décubitus ventral (partie 1)

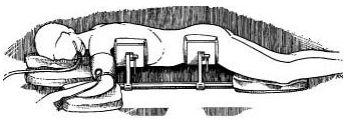

	<b>BIII : RELTON-HALL SCOLIOSIS OR FRAME</b>	<b>BIV : WILSON FRAME</b>
		
<b>Description</b>	Développé pour les chirurgies correctrices de la scoliose en DV. Est installé sur une table d'opération existante, ses spécifications dépendront de la table d'opération en question.	Développé Pour les chirurgies de la colonne lombaire en DV, ce système est installé sur une table d'opération existante, ses spécifications dépendront de la table d'opération en question.
<b>Spécifications</b>	Max flex / ext: n/a Max infl lat: n/a Max poids patient : 125kg Largeur Top : 12.5 - 35cm	Max flex / ext: n/a Max infl lat: n/a Max poids patient : n/a Largeur Top : n/a
<b>Positif</b>	Radio-transparent. Abdomen libre de pression en DV. Les supports coussinés du thorax ajustables individuellement diminuent la pression aux points de contact facilitent la correction des déformations.	Radio-transparent. Abdomen libre de pression en DV. Ajustement latéral pour la largeur du patient.
<b>Négatif</b>	Système non adapté au positionnement en DD ou DL. Pas de possibilité de modifier les courbures rachidiennes per-opératoire.	Système non adapté au positionnement en DD ou DL. Seule la lordose lombaire est affectée lors des manipulations et le système ne peut que mettre le patient en extension pas en flexion.

Tableau 4: Systèmes pour les chirurgies en décubitus ventral (partie 2)

### 1.3.3. Systèmes pour les chirurgies du rachis supportant plus d'une des trois positions principales (C)




	CI : ALLEN FLEX FRAME 	CII : AXIS JACKSON SYSTEM 	CIII : JACKSON SPINAL SYSTEM 
Description	Développés spécifiquement pour les chirurgies du rachis dans la position en décubitus ventrale. Aussi utilisable en DL et DD.	Spécifiquement créé pour les chirurgies du rachis en DV, DL et DD.	Système développé spécifiquement pour les chirurgies de la colonne vertébrales en DV et DD.
Spécifications	Max flex / ext: 20° / 20° Max infl lat: 20° Max poids patient : 180kg Largeur Top : 25.5 -46cm	Max flex / ext: 35° / 20° Max infl lat: 35° Max poids patient : 225kg Largeur Top DD / DL: 55cm Largeur Top DV: 46cm	Max flex / ext: n/a Max infl lat: n/a Max poids patient : 227kg Largeur Top: 43cm
Positif	Radio-transparent. Abdomen libre de pression en DV. Les supports coussinés du thorax diminuent la pression aux points de contact et facilitent la correction des déformations scoliotiques.	Radio-transparent. Abdomen libre de pression en DV. Respect de la biomécanique lors des mouvements en DV. Les supports coussinés du thorax diminuent la pression aux points de contact et facilitent la correction des déformations scoliotiques.	Radio-transparent. Abdomen libre de pression en DV. Les supports coussinés du thorax diminuent la pression aux points de contact facilitent la correction des déformations scoliotiques.
Négatif	Modifications importantes pour passer en DD. Seule la lordose lombaire est affectée lors des mouvements en DV. Non-respect de la biomécanique lors des mouvements de flexion / extension en décubitus ventral.	Seule la lordose lombaire est affectée lors des mouvements en DV. Modifications importantes au système pour passer au support en DV. La visualisation de la figure peut être difficile pour l'anesthésiste.	Pas de possibilité de modifier les courbures rachidiennes per-opératoire. Modifications importantes au système pour passer au support en DV.

Tableau 5: Systèmes pour les chirurgies du rachis supportant les trois positions principales

### 1.3.4. Analyse critique des systèmes de positionnement existants

Le tableau 7 évalue les différents systèmes présentés précédemment pour leur utilisation en chirurgie du rachis. Pour ce faire, plusieurs critères découlant des informations présentées dans les sections précédentes sont utilisés (voir tableau 6). Chaque critère a été pondéré selon son ordre d'importance relative pour le positionnement global d'un sujet lors d'une chirurgie de la colonne vertébrale.

La pondération des critères a été établie en fonction de l'importance apportée aux fonctions associées dans la littérature sur le positionnement en chirurgie en général et plus spécifiquement par rapport au positionnement en chirurgie du rachis et dans les positions considérées (*Barash, 2009*), (*Boos, 2008*), (*Grivas, 2008*), (*Hensinger, 1986*), (*Hoshowsky, 1998*), (*Krettek, 2006*), (*Maruyama, 2008*), (*Neuwirth, 2001*), (*Schonauer, 2004*), (*Servant, 2009*), (*Stambough, 2007*), (*Spry, 2005*), (*Vaccaro, 2009*) et a été ajustée par rapport aux informations indisponibles sur les différents systèmes étudiés. Elle a par la suite été approuvée par le Dr. Mac-Thiong, chirurgien orthopédique familial avec les chirurgies de la colonne vertébrale impliqué dans plusieurs études sur le positionnement en chirurgie du rachis.

Pour chaque système, une cote est donnée à chaque sous-critère, tenant compte des informations présentées dans sa fiche (sections 1.3.1 à 1.3.3), puis un Score Total est établi, prenant en compte tous les critères et pondéré sur 100. Puisque tous les systèmes étudiés sont compatibles avec la position en décubitus ventral, un second score, le Score DV, est également calculé pour chaque système, celui-ci tient compte uniquement des critères, marqués d'un astérisque (\*), dans le tableau 7, en rapport avec cette position. Ce score a une pondération de 56. Si le Score Total indique dans quelle mesure un système est approprié pour les chirurgies du rachis en général, le Score DV indique dans quelle mesure il est approprié pour les chirurgies du rachis dans la position en décubitus ventral.



Légende

AI : Trumpf Mars

AII : Max Access

AIII : Maquet Magnus

BI : Andrew

BII : MFPP

BIII: RH

BIV: Wilson Frame

CI: Allen Frame

CII: Axis Jackson System

CIII: Jackson Spinal System

<b>Critère</b>	<b>Description</b>	<b>Réf</b>
<b>Support (30%)</b>	<p>Pour chaque position : Support adéquat pour cette position (2.5%). Supports coussinés qui diminuent la pression aux points de contact aux niveaux de la tête, du thorax, du bassin et des membres supérieurs et inférieurs (2.5%).</p> <p><u>Décubitus Ventral</u> : Absence de pression au niveau de l'abdomen (5%).</p> <p><u>Décubitus Latéral</u> : Support plat en position neutre, pas de trop grand écart entre les supports (5%).</p> <p>Décubitus Dorsal (5%)</p>	<p>1.2.1</p> <p>1.2.1.1</p> <p>1.2.1.2</p>
<b>Retournement (9%)</b>	Passage aisé d'un mode de support à l'autre (5%) sans éléments externes (support temporaire, etc.) (2%), et sans modifications importantes du système (2%).	1.2.4
<b>Modifications de courbures (21%)</b>	<p>Possibilité de modifier, avant et durant l'opération, la position et/ou l'orientation des segments du système afin de corriger des courbures pathologiques, maintenir des courbures normales de la colonne ou faciliter l'accès aux structures d'intérêt.</p> <p><u>Courbures frontales</u> (4%) : Mouvement semblable à l'inflexion latérale ou au fulcrum bending permettant de modifier les courbures frontales à tous les niveaux de la colonne. Objectif d'inflexion aux niveaux thoraciques et lombaires : 40° (4%)</p> <p><u>Courbures sagittales</u> (4%) : Rotation du bassin pour modifier la lordose, déplacement du sternum ou des épaules pour modifier la cyphose et modification de l'orientation de la tête. Objectif de flexion/extension aux niveaux thoraciques et lombaires : 60°/ 30° (4%)</p> <p><u>Courbures transverses</u> : Dérotation de la colonne à tous les niveaux. Non présent dans les systèmes considérés.</p> <p><u>Corrections thoraciques</u> : Présence de coussins et appuis au niveau du thorax facilitant la correction des déformations du tronc (5%)</p>	<p>1.2.3</p> <p>1.2.3.2</p> <p>1.2.3.1</p>
<b>Biomécanique (10%)</b>	<p>Lors des mouvements pour le positionnement pré- ou per-opératoire, les rotations des supports du système doivent se conformer à ceux des segments qu'ils supportent et donc les centre de rotation doivent se rapprocher des centres naturels de rotation du système squelettique afin :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- D'éviter de placer le sujet dans une position inconfortable ou non anatomique.</li> <li>- De minimiser le frottement à l'interface sujet/système et donc le cisaillement des tissus mous.</li> </ul>	1.3.2
<b>Adaptabilité (12%)</b>	<p>Vue la grande diversité des patients en chirurgie du rachis : système accommodant une grande proportion des sujets, que ce soit au niveau du poids, du sexe, et des dimensions anthropométriques. A l'exception de la largeur, les données concernant les dimensions ne sont pas disponibles pour la majorité des systèmes considérés.</p> <p><u>Poids</u> objectif : 225lbs (5%)</p> <p><u>Sexe</u> : Accommodement au niveau des seins chez la femme (1%) et dégagement de la région pubienne pour l'homme (1%) en décubitus ventral.</p> <p><u>Largeur</u> : Largeur maximale des hanches et du bassin, objectif : 55 cm (5%)</p>	<p>1.2</p> <p>3.1.2</p>
<b>Imagerie (11%)</b>	Les matériaux utilisés au niveau de la colonne doivent permettre l'imagerie de l'intégralité de celle-ci à tous les angles (8%) sans avoir besoin d'ajustements à n'importe quel moment de la chirurgie (3%).	
<b>Pressions</b>	<p>Afin d'éviter la formation de plaies de pression la pression maximale à l'interface sujet/système ne doit pas dépasser 32mmHg. (Information non disponible pour les systèmes considérés.)</p> <p>Supports coussinés</p>	1.2.1
<b>Accès (7%)</b>	<p>Largeur minimale au niveau de la colonne pour l'accès des chirurgiens. Objectif : 14 cm (4%).</p> <p>Encombrement minimal au niveau de la tête et des membres pour accès de l'anesthésiste (3%).</p>	3.1.2

Tableau 6: Système de positionnement idéal

On constate que les systèmes de la catégorie A ont un meilleur Score Total que ceux de la catégorie B. Cependant, les systèmes développés spécifiquement pour le DV ont tous un Score DV supérieur à leur Score Total. Ce n'est pas le cas des systèmes généraux (A) qui ont les plus petits Scores DV, leurs lacunes étant principalement la possibilité relativement faible de manipuler de façon adéquate les courbures de la colonne vertébrale et d'effectuer des corrections thoraciques.

	<i>Cote</i>	<i>AI</i>	<i>AII</i>	<i>AIII</i>	<i>BI</i>	<i>BII</i>	<i>BIII</i>	<i>BIV</i>	<i>CI</i>	<i>CII</i>	<i>CIII</i>	<i>Moyenne</i>
<i>DV*</i>	10	50	100	50	100	100	100	100	100	100	100	90
<b>Support</b>												
<i>DL</i>	10	100	100	100	0	0	0	0	50	100	45	50
<i>DD</i>	10	100	100	100	0	0	0	0	100	100	100	60
<b>Retournement</b>	9	100	100	100	0	0	0	0	70	60	50	48
<b>Modification de courbures et corrections</b>												
<i>Frontale</i>	8	75	0	75	0	0	0	0	70	70	0	29
<i>Sagittale*</i>	8	50	0	50	40	90	40	45	40	60	0	42
<i>Thoracique</i>	5	0	0	0	0	50	50	30	50	50	50	28
<b>Biomécanique*</b>	10	50	0	50	50	80	50	50	50	85	0	47
<b>Ajustabilité</b>												
<i>Sexe*</i>	2	0	100	0	50	100	50	50	50	100	0	50
<i>Poids*</i>	5	100	100	100	75	100	50	50	75	100	100	85
<i>Largeur*</i>	5	50	80	60	50	75	80	50	80	60	60	65
<b>Imagerie</b>												
<i>R-transparence*</i>	8	90	90	100	100	90	100	100	100	100	100	97
<i>Ajustement*</i>	3	50	100	100	100	100	100	100	100	100	100	95
<b>Accès*</b>	7	75	85	75	40	75	85	50	75	65	65	69
<b>Score Total</b>	100	70	66	73	39	54	45	41	73	82	55	60
<b>Score DV</b>	58	61	64	66	68	89	74	67	74	84	58	70
<b>Moyenne Total</b>			70			45				70		
<b>Moyenne DV</b>			64			74				72		

Tableau 7 : Évaluation des différents systèmes de positionnement chirurgicaux par rapport au système de positionnement idéal pour les chirurgies du rachis

Le MFPP (BII) a le Score DV le plus élevé mais comme les autres systèmes développés spécifiquement pour la position en DV son Score Total est faible. L'Axis Jackson System (CII) a le plus important Score Total et le deuxième Score DV. Ses lacunes, comme dans le cas de CI (Allen Frame) ayant également deux Scores importants, sont principalement au niveau du respect de la biomécanique, du passage d'un mode de support à l'autre, ainsi que l'absence de possibilité de manipuler la cyphose thoracique en DV. Le MFPP (BII) a l'avantage sur ce dernier point mais ses deux faiblesses, comme détaillé dans la section suivante, sont qu'il n'est utilisable que pour

les chirurgies en DV comme pour les autres systèmes de la catégorie B et une lacune dans la biomécanique des mouvements de flexion/extension en décubitus ventral. Les scores plus faibles du Jackson Spinal System (CIII) résultent de l'importance accordée aux manipulations per-opératoire des courbures rachidiennes dans ce contexte.

Forts de leurs caractéristiques propres au positionnement pour les chirurgies du rachis (manipulations des courbures rachidiennes, radiotransparence, support adéquat, absence de pression à l'abdomen, etc.) les systèmes B et C représentent la meilleure solution pour les approches en DV avec, en moyenne un Score DV équivalent. Cependant, suite à cette analyse, il est difficile de recommander un système plutôt qu'un autre pour les chirurgies en DL, en DD ou pour les approches combinées, les systèmes C ayant en moyenne un même Score Total que les systèmes pour chirurgie générales.

Développer des systèmes pour chacune des positions ne comblerait pourtant qu'une partie du manque puisqu'il y aurait encore un besoin pour les hôpitaux de se procurer plusieurs tables d'opérations spécifiques et lors de chirurgie à approche combinée le retournement serait tout aussi, sinon plus complexe. Il faut un système intégrant l'ensemble des fonctionnalités présentées au tableau 6.

L'Axis (BII) se démarque des autres systèmes de la catégorie C en présentant un support pour les trois positions avec une surface plane et continue pour la position en DL, des manipulations de courbures sagittales de 35/20° avec la biomécanique la plus rapprochée de celle du corps humain parmi les tables étudiées lors des manipulations. Elle présente donc la meilleure option.

Cependant elle laisse à désirer principalement au niveau du retournement, ou de nombreuses modifications, l'ajout et le retrait de composantes sont nécessaires; et l'absence de possibilité de manipuler la cyphose thoracique. Ce sont là deux critères importants dans ce contexte et bien qu'il ne soit pas nécessaire qu'un système de positionnement ait deux scores de 100% pour être jugé adéquat, des cotes de 75% et plus devraient être obtenus pour des critères importants (cote supérieure à 5). Dans le cadre de cette étude un système sera considéré comme adéquat pour le positionnement en chirurgie du rachis s'il rencontre ce critère et qu'il obtient des Score Total et DV d'au moins 90%.

L'analyse précédente va être le point de départ du cahier de charge (section 3.1) pour le développement du nouveau système. Une attention particulière sera accordée aux aspects les plus

négligés par les systèmes actuels c'est à dire ceux ayant les moins bonnes cotes moyennes à travers tous les systèmes : Le support en DL, la manipulation des courbures et les corrections thoraciques, le retournement et la biomécanique des manipulations.

### 1.3.5. MultiFunctional Positioning Frame (MFPPF)

Il s'agit du système développé au CHU Sainte Justine et à l'École Polytechnique afin d'étudier le positionnement en DV et les manipulations de courbures sagittales ainsi que leurs applications pour améliorer les résultats des chirurgies du rachis (Driscoll, 2010), (Canet, 2008). Ce système à servi de point de départ à la présente étude.

Le MFPPF (Fig. 16) comprend plusieurs composantes pour supporter les diverses parties du corps en décubitus ventral.



Figure 17 : MultiFunctional Positioning Frame (Canet, 2009)

Le support des membres inférieurs ou « leg positionner » (fig. 17) est un système à membrures parallèles qui tournent autour de deux axes de rotation et auxquelles sont fixés les supports des cuisses et des jambes. Deux barres verticales sont fixées au système câbles/poulies activé manuellement à l'aide d'un treuil et permettant la rotation du support des cuisses de 60° de flexion à 20° d'extension, tout en conservant une inclinaison

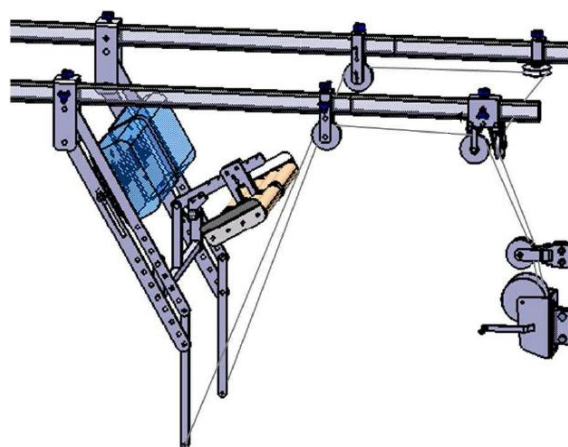


Figure 16: Leg Positionner (Canet 2009)

de 30° du support des jambes.

Le système de poussée du sternum (fig. 18), activé par un cric électrique, vient appuyer un coussin sur le sternum et peut se soulever jusqu'à 15cm à un angle de 15° par rapport à la verticale. Ce système ne peut être utilisé que ponctuellement (10 à 20 minutes) puisque les pressions qu'il engendre sur le thorax du patient sont élevées (Canet, 2009). La forme des coussins du thorax et du bassin permet d'éviter d'exercer de la pression excessive au niveau de l'abdomen, de la poitrine et du pubis et laisse la place pour l'utilisation du système de levée du sternum.



Figure 18: Système de levée du sternum (Canet, 2009)

### 1.3.5.1. Cinématique et modification des courbures sagittales

La figure 19 présente les trajectoires de la tête, du thorax et des têtes fémorales par rapport à la trajectoire du système de levée du sternum. Pour un déplacement de 17,2 cm du système, le thorax se déplace de 5,1 cm, les têtes fémorales de 1,4 cm et la tête de 3,5 cm. Durant ce mouvement avec des volontaires sains, la lordose (T12 à S1) a augmenté en moyenne de 17% et la cyphose (T2 à T12) de 44% (Canet, 2009). Cette manœuvre a permis une augmentation maximale de la cyphose thoracique de 111% et de la lordose de 40% (Driscoll, 2010). Driscoll et coll. ont avancé que l'utilisation du système de levée du sternum, qui permet une translation antéropostérieure de la vertèbre apicale, est plus efficace que le soulèvement des coussins du thorax puisque ceux-ci ne font que soulever l'intégralité du thorax.

Une analyse de la biomécanique du leg positionner (fig. 20), a permis de documenter que, lors du passage de flexion maximale (48°) à extension maximale (13°) du système, les têtes fémorales d'un sujet ont pivoté

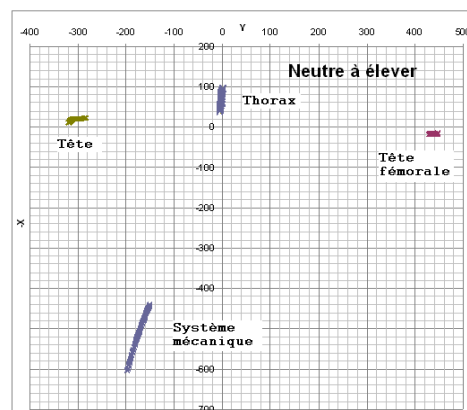


Figure 19: Trajectoires lors de la levée du sternum (Canet 2009)

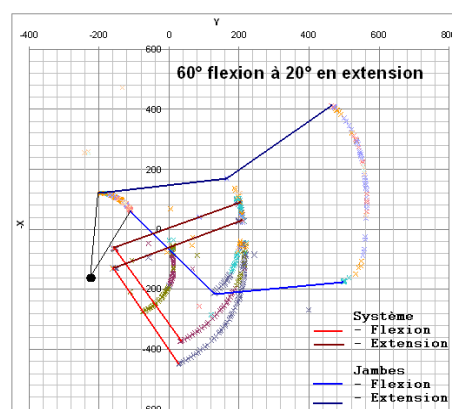


Figure 20 : Trajectoire lors des mouvements du leg positionner (Canet, 2009)

d'environ  $27^{\circ}$  autour du centre de rotation du coussin du bassin et le thorax a glissé d'environ 1,8 cm sur ses supports. (*Canet, 2009*).

Un test de ce mouvement sur des sujets sains et des patients atteints de spondylolisthésis a permis de constater des augmentations moyennes de lordose (de T12 à S1) de 51% et de cyphose (T4 à T12) de 24% (*Canet, 2009*).

### 1.3.5.2. Analyse comparative du MFPP

	<i>Cote</i>	<i>MFPP</i>	<i>Axis</i>
<i>DV*</i>	10	100	100
<b>Support</b>			
<i>DL</i>	10	0	100
<i>DD</i>	10	0	100
<b>Retournement</b>	9	0	60
<b>Modification de courbures et corrections</b>			
<i>Frontale</i>	8	0	70
<i>Sagittale*</i>	8	90	60
<i>Thoracique</i>	5	50	50
<b>Biomécanique*</b>	10	80	85
<b>Ajustabilité</b>			
<i>Sexe*</i>	2	100	100
<i>Poids*</i>	5	100	100
<i>Largeur*</i>	5	75	60
<b>Imagerie</b>			
<i>R-transparence*</i>	8	90	100
<i>Ajustement*</i>	3	100	100
<b>Accès*</b>	7	75	65
<b>Score Total</b>	100	54	82
<b>Score DV</b>	58	89	84

Tableau 8: Analyse comparative du MFPP

Tel que l'on peut le constater au tableau 8, le MFPP présente un avantage certain par rapport à tous les autres systèmes de positionnement étudiés à la section 1.3.4 : la possibilité de manipuler la cyphose thoracique grâce au système de poussée du sternum. Il permet aussi de grandes amplitudes de manipulations des membres inférieurs par rapport aux systèmes pour les chirurgies du rachis. Cependant, en le comparant à l'Axis System, il présente plusieurs points à améliorer :

- La possibilité de l'utiliser pour les autres types de position (DL et DD) et de retourner le sujet de l'une à l'autre.
- La possibilité de modifier les courbures frontales en DL et d'effectuer des corrections thoraciques.
- La biomécanique des manipulations.



## CHAPITRE 2 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Tel que vu précédemment (sections 1.3.1 à 1.3.3), plusieurs lacunes récurrentes chez les systèmes de positionnement analysés au chapitre précédent montrent qu'aucun d'entre eux n'est adéquat pour l'ensemble des chirurgies du rachis actuellement pratiquées. En combinant celles-ci avec les lacunes repérées chez le MFPP à la section 1.3.5.2 on obtient les paramètres qui serviront à bâtir le cahier de charge du nouveau système (section 3.1) à savoir la possibilité de l'utiliser pour les trois types de position (DV et DL) et de retourner le sujet de l'une à l'autre aisément (section 3.1.1) ainsi que la possibilité de modifier les courbures sagittales et frontales dans ces positions avec des mouvements contrôlés et correspondant au mouvement naturel du corps humain et d'effectuer des corrections thoraciques (section 3.1.2). Le système devra permettre l'imagerie de la colonne vertébrale dans son intégralité à tout moment durant une intervention (section 3.1.3) et faciliter l'accès aux structures d'intérêt (section 3.1.4).

Dans le cadre de ce projet l'objectif principal était de développer un système de positionnement chirurgical permettant de positionner adéquatement les patients en décubitus ventral ou latéral pour les chirurgies de la colonne vertébrale. Pour ce faire, le MFPP vu à la section précédente a été réingénié.

Ainsi, le projet avait les objectifs secondaires suivants :

- Modifier le design du système de positionnement MFPP afin d'améliorer la cinématique des mouvements des membres inférieurs en décubitus ventral, l'adapter aux chirurgies par abord antérieur et permettre le retournement d'une position à l'autre;
- Adapter le design afin de permettre des manipulations du rachis par l'entremise de déplacements des membres inférieurs, soit la flexion en position ventrale et l'inflexion latérale en décubitus latéral;
- Modéliser le positionnement et les manipulations du nouveau système de positionnement afin d'évaluer la biomécanique des paramètres de positionnement;

- Évaluer expérimentalement la fonctionnalité du nouveau design et le modèle développé. Les hypothèses testées lors de cette évaluation étaient les suivantes:
  - H1 : La manipulation induite dans le plan frontal par le nouveau système en décubitus latéral permet un changement égal ou plus important des courbures frontales de la colonne vertébrale que l'inflexion latérale volontaire. La variable d'entrée est le type de mouvement qui induit la modification de courbure : l'inflexion latérale volontaire par le sujet ou la manipulation par le système en décubitus latéral. Les variables de sortie sont les ouvertures des disques apicaux lors de la manipulation et les ouvertures de ces mêmes disques lors de l'inflexion latérale volontaire. 4° et 9° étant les ordres de grandeur rapportés par Delorme et al (2003) des erreurs de mesures d'angles intra-observateur sur les radiographies aux niveaux thoracique et lombaire respectivement, les différences ne sont considérées comme significatives que si elles dépassent ces valeurs.
  - H2 : Les modifications apportées au leg positionner améliorent la biomécanique des mouvements de flexion en décubitus ventral. Les variables d'entrée sont le système sur lequel le sujet est installé : le MFPP ou le SMCR, ainsi que l'orientation des supports des cuisses et des jambes. Les variables de sortie sont le confort des sujets placés en décubitus ventral dans les diverses positions ainsi que les déplacements relatifs des divers segments impliqués dans le mouvement, le bassin, les cuisses et les jambes par rapport à leurs supports respectifs lors de la manipulation dans le plan sagittal.
  - H3 : Le modèle développé simule adéquatement le positionnement et les manipulations de courbures frontales d'un sujet positionné en décubitus latéral sur le système. Les variables d'entrée sont le test considéré : simulation ou expérimentation réelle, les caractéristiques morphologiques du sujet : poids et dimensions (voir section 3.1.2) ainsi

que la position imposée : centre d'inflexion, degré d'inflexion. Les variables de sortie sont les courbures induites dans la colonne dans les niveaux vus dans les radiographies : les différentes courbures induites lors du positionnement en position neutre et lors de la manipulation, la direction de leurs concavités et leurs amplitudes ainsi que la position des vertèbres transitionnelles. 4 et 9° seront, dans ce cas également, les limites pour définir une différence significative aux niveaux thoracique et lombaire.

## CHAPITRE 3 ÉLABORATION DU SYSTÈME DE POSITIONNEMENT

### 3.1 Cahier de charges fonctionnelles

#### 3.1.1 Positions et retournement

Pour chaque position, c.-à-d. en décubitus ventral et latéral, le système doit offrir :

- Un support adéquat du patient pour cette position.
- Des appuis coussinés qui diminuent la pression aux points de contact aux niveaux de la tête, du thorax, du bassin et des membres supérieurs et inférieurs.

En particulier, en DV, aucune composante du système ne doit appliquer de pression sur l'abdomen. En DL, le système doit permettre de translater le sujet pour placer le niveau de la colonne à exposer au niveau du centre de rotation du système. Le support doit être plat lorsqu'aucune inflexion n'est imposée et avoir des écarts minimaux entre les supports pour répartir au mieux la pression.

En ce qui a trait au retournement des sujets, il faut avoir la possibilité de passer d'un mode de support à l'autre en moins de 5 minutes sans nécessiter un support intermédiaire pour les sujets.

##### 3.1.1.1.1 Adaptabilité

Données anthropométriques - Le système doit être en mesure d'accommoder les sujets de la plage visée, c.-à-d. du 50<sup>ème</sup> percentile des filles de 12 ans (min) au 95<sup>ème</sup> percentile des garçons de 18 ans (max, voir tableau 9). Cette plage correspond à une partie importante des sujets en chirurgie du rachis à l'hôpital Ste Justine.

<i>Caractéristique</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
<i>Taille (cm) :</i>	127	185.5
<i>Largeur des hanches (cm) :</i>	29.5	28.1
<i>Largeurs des épaules (cm) :</i>	35.6	48.3
<i>Masse (kg) :</i>	42	100

Tableau 9: Quelques caractéristiques morphologiques de la plage de sujets visée (Hensinger, 1986), (Pheasant, 2005)

Sexe - Le système doit être en mesure d'accommoder la poitrine chez la femme et les organes génitaux externes pour l'homme en décubitus ventral.

### **3.1.2 Manipulations des courbures et corrections thoraciques**

Le système doit posséder des fonctions permettant de modifier, avant et durant l'opération, la position et/ou l'orientation des segments du système afin de corriger des courbures rachidiennes pathologiques, maintenir des courbures normales de la colonne ou faciliter l'accès aux structures d'intérêt. Un angle de 40° de rotation est visé pour des membres inférieurs, permettant les modifications de la lordose en DV et des courbures frontales thoraco-lombaires et lombaires en DL

En décubitus ventral, le centre de rotation du Leg Positionner doit se rapprocher le plus possible de l'axe des têtes fémorales et le centre de rotation du support des jambes doit se rapprocher de l'axe de flexion des genoux.

En décubitus latéral, il faut que le support des jambes reste parallèle à celui des cuisses lors du mouvement d'inflexion.

Lors des ajustements pour le positionnement pré- ou per-opératoire, les centres de rotation des supports du système doivent se rapprocher des centres naturels de rotation du système musculo-squelettique afin :

- D'éviter de placer le sujet dans une position inconfortable ou non anatomique.
- De minimiser le frottement à l'interface sujet/système et donc le cisaillement des tissus mous.

### **3.1.3 Imagerie**

Le design du système ainsi que les matériaux utilisés doivent permettre d'imager par radiographie l'intégralité de la colonne à des moments spécifiques de la chirurgie principalement après le positionnement et suite à l'instrumentation du rachis.

### **3.1.4 Accès**

Il est important :

- D'offrir aux chirurgiens un accès facile aux structures qu'ils désirent opérer ou manipuler.

- De minimiser l'encombrement au niveau de la tête, du visage, du cou au bassin et des membres supérieurs et inférieurs du patient pour un accès visuel et tactile par l'anesthésiste et pour l'installation de tubes et cathéters.

### **3.2 Étapes de réingénierie du MFPP**

La recherche de solutions et le développement du prototype ont suivi les étapes suivantes :

- Recherche de concepts : Cette partie a été réalisée en collaboration avec Annick Koller, designer industriel impliquée dans plusieurs projets de conception menés au laboratoire, y compris le système MFPP original.
- Élaboration d'un prototype virtuel à l'aide du logiciel CATIA V5 (Dassault Systèmes)
- Dessins techniques des pièces et assemblages à fabriquer
- Fabrication et assemblage du prototype. Cette étape a été réalisée en collaboration avec la compagnie Eureclair, une compagnie d'usinage par contrôle numérique.

### 3.3 Description du système développé

La solution retenue, illustrée à la figure 21, s'appuie sur le système MFPPF existant et contient 6 principales composantes : le cadre, le support des membres inférieurs ou Leg Positionner ainsi que les supports de la tête, des bras, du thorax et du bassin. Les principales modifications apportées sur les composantes sont décrites dans les paragraphes suivants.

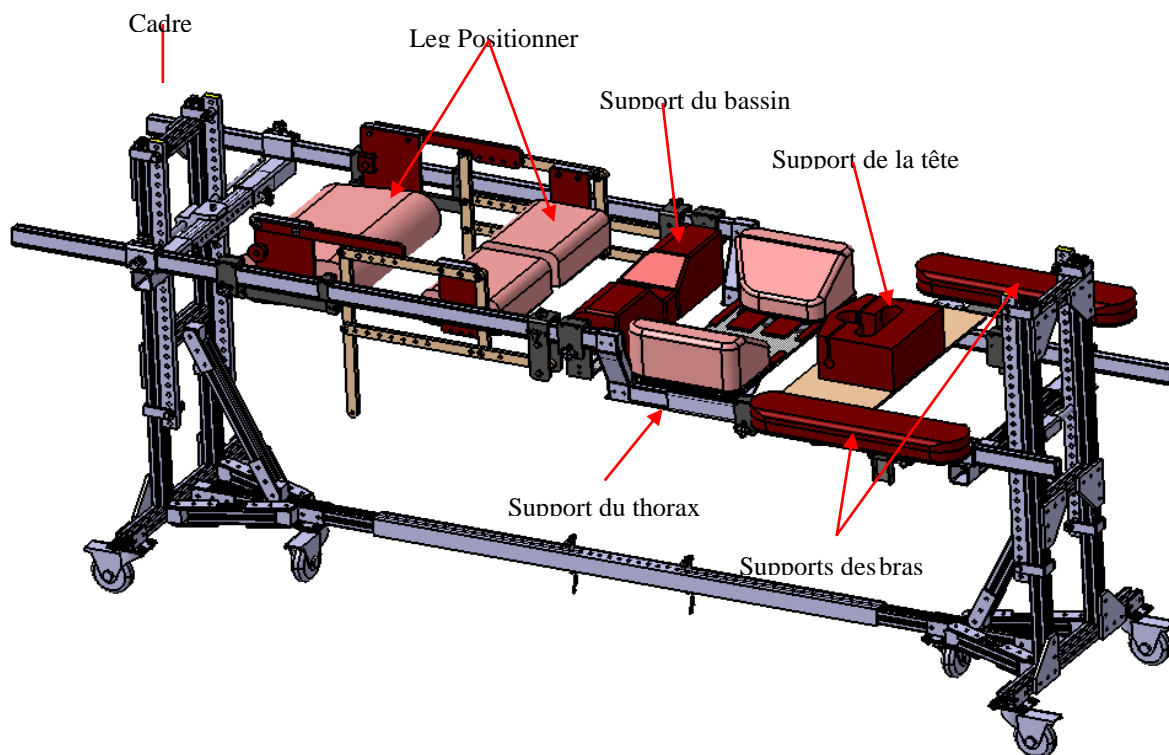


Figure 19 : Système de positionnement réingénié

### 3.3.1.1.1 Attaches au cadre

Les divers modules installés sur le cadre ont été munis d'attaches (fig. 22) conçues pour glisser sur des patins en nylon afin d'être facilement déplacés le long du cadre et permettre l'ajustement de la position des différents supports lors du positionnement ou du retournement d'un sujet sur le système. Des poignées aisément accessibles viennent serrer les supports en place pour les fixer et les empêcher de glisser lorsque des manipulations sont effectuées ou lorsque le sujet bouge.



Figure 20: Attache du support du bassin

### 3.3.1.1.2 Support du thorax

Les coussins du thorax glissent latéralement et individuellement à l'aide de glissières même lorsque le sujet est positionné dessus (fig. 23) pour accommoder la largeur du tronc et permettre de corriger les asymétries du thorax dans le plan frontal. Les faces supérieures des coussins sont inclinées à 30°, ce qui permet de minimiser la pression au niveau des seins et de la cage thoracique en décubitus ventral. Un système de pochettes gonflables a été conçu et disposé entre les coussins. Lorsque le sujet est positionné en DV, les pochettes sont dégonflées pour avoir le dégagement au niveau de la poitrine, gonflées elles permettent d'aplanir la surface pour le positionnement en décubitus latéral





Figure 21: Support du thorax

### 3.3.1.1.3 Support du bassin

Le support du bassin (figure 24) présente un support immobile pour stabiliser la région opérée en décubitus latéral ainsi qu'un dégagement pour la région pubienne en décubitus ventral. Sa forme évite de constituer un obstacle à la flexion des hanches et les coussins peuvent être déplacés latéralement.

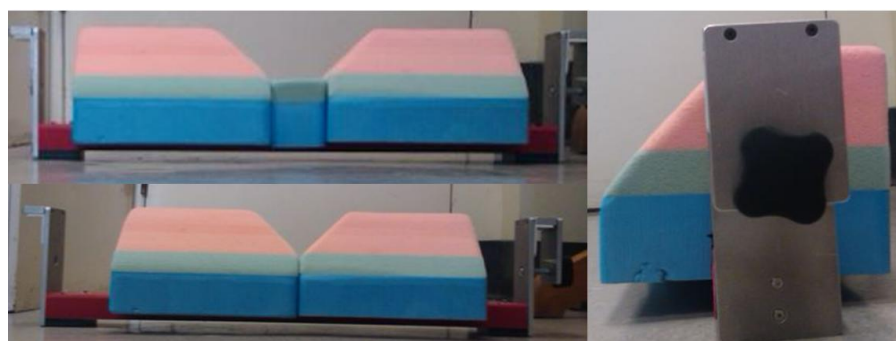


Figure 22: Coussin du bassin

#### 3.3.1.1.4 Support des bras

Les supports des bras peuvent translater dans les trois directions et tourner autour de l'axe vertical. Cela permet non seulement d'assurer le confort des sujets mais également de passer d'une position à l'autre. Ils supportent les bras allongés de chaque côté de la tête en décubitus ventral et peuvent être pivotés à 90° pour supporter l'épaule et le bras allongé droit devant le sujet en décubitus latéral (fig. 25).

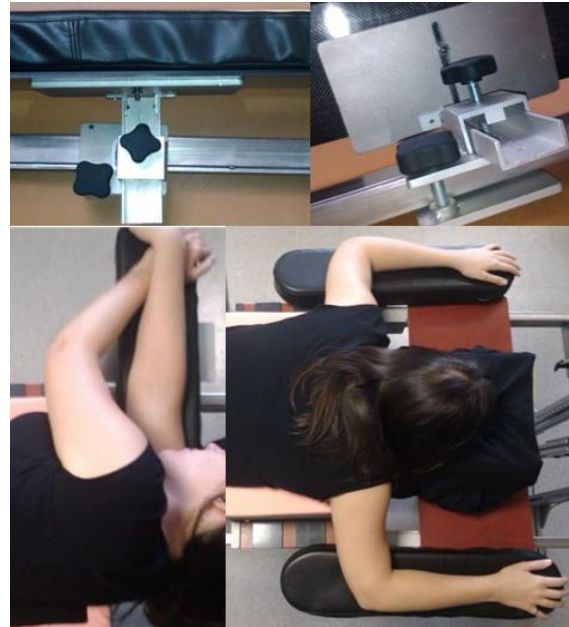


Figure 23: Supports des bras

#### 3.3.1.1.5 Support des membres inférieurs ou “leg positionner” (fig. 26)

Activé par un système câbles(1)-poulie (non illustré), le “leg positionner” utilise le principe des membrures parallèles (2) afin de rapprocher le centre de rotation (3) du support des cuisses (4) des têtes fémorales du sujet en DV. Le support des jambes (5) est articulé au support des cuisses par un pivot (6) pouvant être déplacé pour accommoder la longueur des cuisses du sujet.

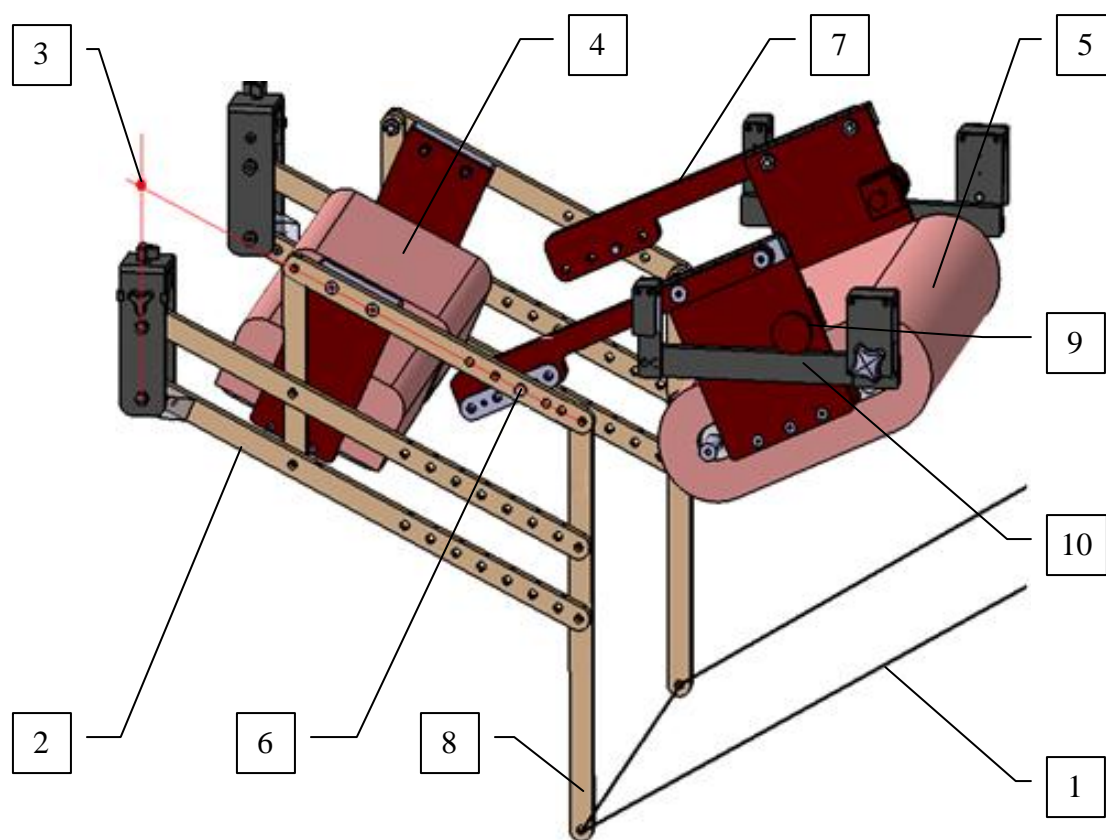
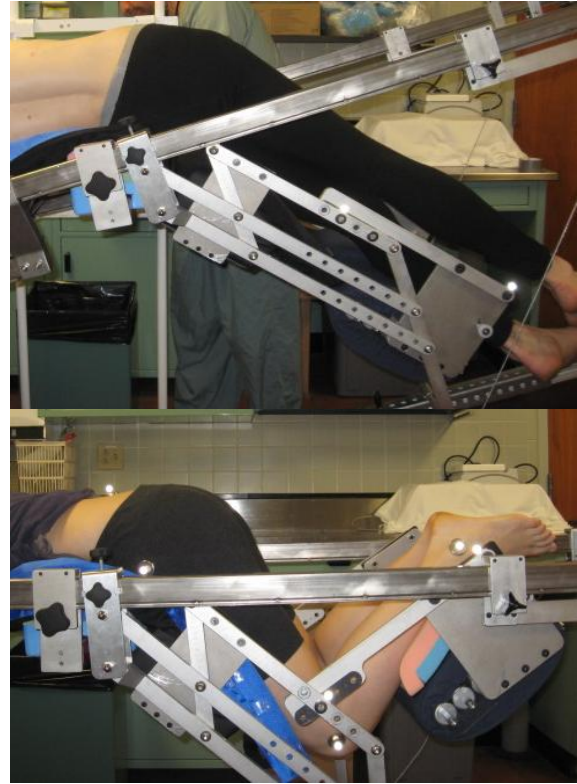


Figure 24 : Le support des membres inférieurs ou Leg positionner

Dans les positions latérales et en extension en décubitus ventral, les membrures des jambes (7) s'appuient aux sommets des membrures verticales (8) pour garder les jambes parallèles aux cuisses. En flexion, les roues des jambes (9) sont sorties et glissent le long de leurs supports (10). Ce système permet une extension des membres inférieurs de  $20^\circ$  en DV et une flexion en DV ou une inflexion en DL de  $40^\circ$



*Figure 25 : Mode de mouvements du leg positionner  
: a) Inflexion en décubitus latéral b) Flexion en  
décubitus ventral*

## CHAPITRE 4 MÉTHODES DE MODÉLISATION ET D'ÉVALUATION EXPÉRIMENTALE

### 4.1 Modélisation du positionnement en décubitus latéral et des manipulations dans le plan frontal induits par le SMCR

#### 4.1.1 Description du modèle

Un modèle par éléments finis préexistant (*Driscoll, 2010*), construit à partir de sujets sains et scoliotiques a été modifié pour les besoins de cette étude.

Ce modèle a été utilisé pour simuler entre autres les corrections induites sur une colonne scoliotique par un corset (*Clin, 2007*) ainsi que le positionnement en DV et les manipulations des courbures sagittales de la colonne vertébrale par l'utilisation du MFPP (*Driscoll, 2010*).

Le modèle utilise une technique de reconstruction biplanaire (*Delorme, 2003*) à partir de radiographies postéro-antérieures et latérales de sujets dans la position debout. Il contient en tout 1790 nœuds et 1247 éléments et représente les structures musculo-squelettiques et ligamentaires de la colonne vertébrale thoracique, lombaire et sacrée, de la cage thoracique, du sternum, du bassin et des membres inférieurs.

Des poutres élastiques tridimensionnelles ont été utilisées pour représenter les éléments osseux, les principaux ligaments vertébraux et intercostaux sont modélisés par des ressorts élastiques et les ligaments tibio-fibulaire et fémoro-fibulaire par des éléments indéformables. Les articulations ont été modélisées avec plus de détails incorporant des coques et des éléments de contact multilinéaires ou point-surface.

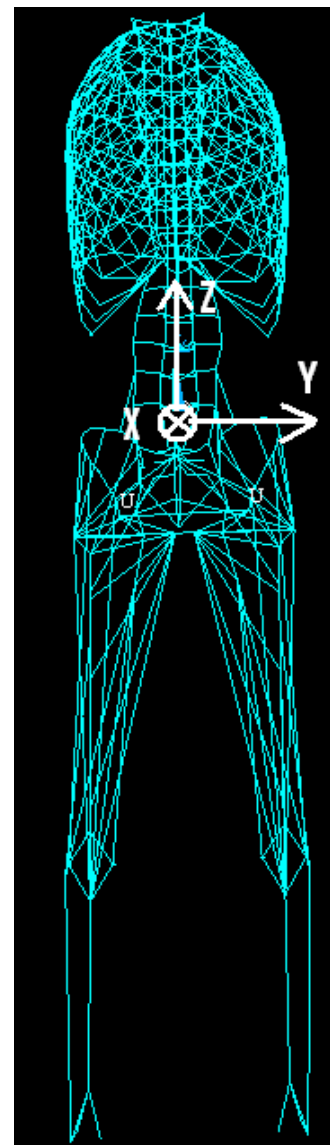


Figure 26: Modèle de base et repère

L'articulation de la hanche est représentée comme un joint universel et le genou, un joint uniaxial. A chaque niveau vertébral une poutre indéformable relie la vertèbre à un nœud situé au centre de masse de la tranche vertébrale correspondante (*Driscoll, 2010*), (*Duke, 2008*).

Le repère du modèle (fig.28) est composé de l'origine au niveau de S1, ainsi que des axes x dans la direction postéro-antérieure positive vers l'avant, y dans la direction latérale positive vers la gauche du modèle et z dans la direction verticale positive vers le haut.

La première étape des simulations dans la présente étude (4.1.2) a été de simuler le positionnement et les manipulations sur le SMCR en faisant varier plusieurs paramètres en rapport avec le modèle (les conditions limites, application des forces externes, etc.) afin de déterminer celles qui représentent le mieux le comportement normal du corps humain. On a également fait varier le poids du sujet ainsi que le centre de rotation et l'angle imposé lors de la manipulation afin d'en étudier les effets simples et combinés sur les courbures vertébrales obtenues.

Puis (4.1.3), il a été entrepris de confronter le modèle à des données extraites de la littérature lors de manipulations semblables à celles simulées afin d'effectuer une validation préliminaire du modèle.

Finalement (4.1.4), les tests réalisés avec des sujets sains (voir section 4.2.2) sur le prototype du SMCR ont été simulés en personnalisant le modèle afin d'évaluer l'adéquation du modèle avec ces données expérimentales.

## **4.1.2 Description des simulations**

Dans cette étude la reconstruction de la cage thoracique et de la colonne d'un adulte a été utilisée pour tous les tests. Pour personnaliser le modèle au sujet simulé, le poids du sujet a été attribué à la variable poids du modèle; Les dimensions anthropométriques des sujets ont été approximées en multipliant par des scalaires appropriés les composantes en y et z des nœuds du modèle pour la longueur du tronc et la largeur des épaules mesurées à la sections 4.2.2.

### **4.1.2.1 Simulation du positionnement en décubitus latéral**

Le modèle ayant été développé avec des sujets en position debout, le positionnement en décubitus latéral sur le SMCR est modélisé en deux étapes au cours desquelles la force gravitationnelle de chaque niveau vertébral, calculée par Pearsall (1996) et Winter (1990), passe de la direction verticale à la direction latérale par rapport au sujet pour représenter le passage de la position debout à la position latérale.

Une force équivalente au poids de chaque niveau vertébral est d'abord appliquée au centre de masse de celui-ci vers le haut, selon la méthode décrite par Driscoll et al. (2010). Ceci permet d'annuler les effets de la gravité sur le modèle et constitue donc une première étape du passage en DL. A cette étape, les cotyles sont totalement contraints en déplacement, les membres inférieurs fixes et T1 est contraint dans le plan transverse; cela permet un allongement de la colonne accompagné d'une rotation du bassin dans le plan sagittal.

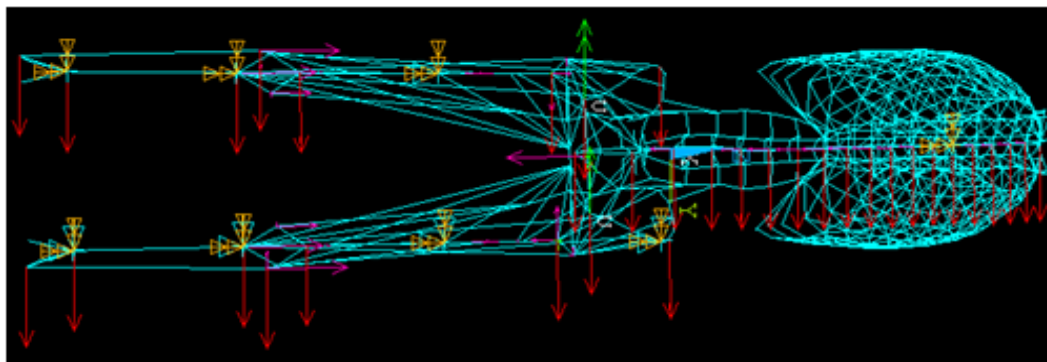


Figure 27 : première phase du positionnement (les flèches correspondent aux forces gravitationnelles appliquées aux différents niveaux vertébraux)

A la deuxième étape (fig. 29), les mêmes forces gravitationnelles sont réorientées dans la direction latérale aux mêmes points d'application. La vertèbre T1 est contrainte en déplacement selon les directions latérale et antéro-postérieure, les directions y et x respectivement. Les points de contact du thorax avec les coussins, les nœuds extrêmes latéraux des côtes, sont bloqués selon leurs six degrés de liberté. Le nœud supérieur latéral de la crête iliaque est considéré comme le point de contact du bassin avec les supports et le seul degré de liberté qui lui est accordé est la rotation autour de l'axe antéropostérieur.

Les cuisses et les jambes sont contraintes de la manière suivante : du côté inférieur, celui qui repose sur les supports, elles ne peuvent qu'effectuer une rotation autour de x permettant aux membres inférieurs de s'orienter pour bien reposer sur le support. Du côté supérieur, on leur permet également la translation en z qui accompagne la rotation permise du bassin. Dans la

région lombaire, le poids total est appliqué dans la direction y positive au centre de masse de la tranche associée. De même, le poids de la région pelvienne, et des membres inférieurs sont appliqués dans la direction y positive au bassin, aux tibias et aux fibulas.

Plusieurs configurations ont été testées quant à la distribution de la gravité à chaque niveau thoracique et aux conditions limites au thorax lors du positionnement :

- On appellera cet ensemble de conditions la condition 0. Le thorax est contraint aux points de contact avec les supports et que la gravité est répartie de la façon suivante à chaque tranche thoracique :  $\frac{1}{2}$  au centre de masse de la tranche et  $\frac{1}{4}$  sur chacune des côtes correspondantes.
- (Condition I). Les contraintes sont appliquées aux centres de gravité de chaque tranche et les forces aux points de contact de la cage thoracique avec le support du tronc.
- (Condition II). Les forces de gravité et les contraintes sont appliquées directement aux centres de gravité des niveaux vertébraux.

Les essais ont été réalisés au minimum, à la valeur moyenne et au maximum de la plage de valeur considérée lors de la conception du système poids (42, 71 et 100kg respectivement) pour étudier les effets du poids sur l'allure des courbures vertébrales frontales lors du positionnement sur le système.

#### **4.1.2.2 Inflexion latérale**

L'inflexion latérale a été simulée telle qu'elle devrait avoir lieu lors de l'utilisation du SMCR, présenté à la section 3.3. Elle est obtenue en imposant une rotation des fémurs autour d'un axe antéropostérieur situé au nœud représentant le disque intervertébral au niveau d'inflexion voulu. La valeur totale de l'inflexion voulue est appliquée aux cuisses par rapport à un plan représentant le support de la cage thoracique support de la cage thoracique

A cette étape, les points de contact du bassin et des membres inférieurs avec les supports sont fixés en déplacement en x et leurs rotations sont également bloquées autour de z et y pour garder le mouvement dans le plan coronal et T1 est complètement fixe. Elle est obtenue en imposant une



rotation des fémurs autour d'un axe antéropostérieur situé au nœud représentant le disque intervertébral au niveau d'inflexion voulu (Tableau 10).

Pour étudier l'effet de ces deux variables sur les courbures vertébrales frontales obtenues dans la colonne on a fait varier la position du centre de rotation (aux limites de la plage étudiée T9-T10 et L4-L5) et de l'angle de rotation imposé (20 - 40° moitié et total de l'angle permis par le système développé et 60°). Comme nous l'avons vu précédemment, la position latérale (selon l'axe y du modèle) du centre de rotation du mouvement en décubitus latéral est fixe. Elle ne correspondra pas toujours au centre de la colonne mais sa position dépendra de la morphologie du patient. Pour simplifier, lors des simulations, le centre de rotation du support du bas du corps a été positionné au centre du disque intervertébral au niveau du CR du système.

<i>Test</i>	<i>Angle imposé</i>	<i>Niveau CR</i>
<i>1</i>	40°	<i>T9-10</i>
<i>2</i>	20°	<i>T9-10</i>
<i>3</i>	60°	<i>T9-10</i>
<i>4</i>	40°	<i>L4-5</i>
<i>5</i>	20°	<i>L4-5</i>

*Tableau 10 : Angles imposés et positions du centre de rotation lors des simulations de la manipulation frontale*

Les essais ont été réalisés au minimum, à la valeur moyenne et au maximum du poids de la plage de poids des patients pour lesquels est développé le système de positionnement (42, 71 et 100kg respectivement) afin d'étudier l'effet du poids du sujet sur l'allure des courbures vertébrales lors de l'inflexion latérale sur le système. Pour ces essais le CR est au niveau T12-L1 et l'inflexion imposée est de 40°.

Aussi, deux configurations quant aux points d'application des contraintes sur le thorax ont été testées afin de déterminer celle qui représente le mieux le comportement de la colonne et du tronc lors de l'inflexion latérale :

- Points d'application au centre de masse de la tranche du tronc correspondant (condition III)
- Points d'application aux points de contact avec les supports (condition IV).

Le CR est encore une fois au niveau T12-L1 et l'inflexion imposée est de 40°.

### **4.1.3 Validation préliminaire du modèle à l'aide de données publiées**

Pour valider le comportement du modèle lors des simulations du positionnement en décubitus latéral, une simulation du positionnement d'un sujet sur le système en position neutre a été réalisée tel que décrit à la section 4.1.2.1 et comparée avec celles retrouvées par d'autres études portant sur le positionnement en décubitus latéral, sur des sujets et des modèles décrits à la section 1.2.1.2 (*Pannetier, 2008*), (*Lalonde, 2010*). Ces études, faites sur des adolescentes, ne fournissaient pas beaucoup de détails sur les caractéristiques des sujets ce pendant dans un cas il s'agissait d'adolescentes avec un poids moyen de 40kg et dans l'autre d'adolescents garçons et filles dont le poids n'est pas spécifié. Pour approximer ces cas, il a été choisi d'attribuer au modèle un poids de 60kg et 45cm et 36cm respectivement pour la longueur du tronc et la largeur des épaules.

Les modifications de courbures thoraciques et lombaires ont été calculées selon la méthode de Cobb dans cette position afin de procéder à une étude comparative

Pour évaluer le comportement du modèle lors de l'inflexion latérale sur le système, une inflexion latérale a été simulée permettant d'obtenir un angle de Cobb total se rapprochant de la moyenne mesurée par Describes lors de ses tests d'inflexion latérale pour des sujets sains en position debout (*Describes, 1995*). Les angles d'inclinaison dans le plan frontal ont été calculés à chaque niveau vertébral et comparés avec les valeurs retrouvées par Describes dans son étude.

#### **4.1.4 Simulation des conditions expérimentales**

La prochaine étape a été de simuler le positionnement et la manipulation par le SMCR afin d'évaluer l'adéquation du modèle dans ce contexte particulier. La principale différence étant au niveau de la manipulation frontale ou le mouvement n'est pas naturellement réparti selon les flexibilités locales des tissus mous le long de la colonne vertébrale mais forcé au niveau du coussin du bassin agissant comme un fulcrum (voir section 1.1.2.3).

Pour simuler les tests où le sujet était positionné en DL sur le SMCR pour les manipulations frontales (voir détails à la section 4.2.2) le modèle a été personnalisé tel que décrit à la section 4.1.2.1 avec les caractéristiques anthropométriques des sujets (section 5.1). Les simulations du positionnement sur le système en position neutre et de la manipulation frontale ont été réalisées tel que décrit aux sections 4.1.2.1 et 4.1.2.2 en imposant une rotation des membres inférieurs de 40°.

Les courbures induites lors du positionnement DL neutre et lors de la manipulation ont ainsi été comparées à celles obtenues expérimentalement en termes de nombre de courbures induites, de l'orientation de la concavité et de l'amplitude de celles-ci, ainsi que la position des vertèbres transitionnelles.

## 4.2 Évaluation expérimentale

Les tests expérimentaux ont été conduits au centre de recherche du CHU Sainte Justine, avec l'approbation des comités d'éthique de la recherche de l'hôpital et de l'École Polytechnique de Montréal. 5 volontaires sains (moyenne 26 ans), recrutés au centre de recherche du CHU Sainte Justine ont participé à cette étude.

### 4.2.1 Montage expérimental

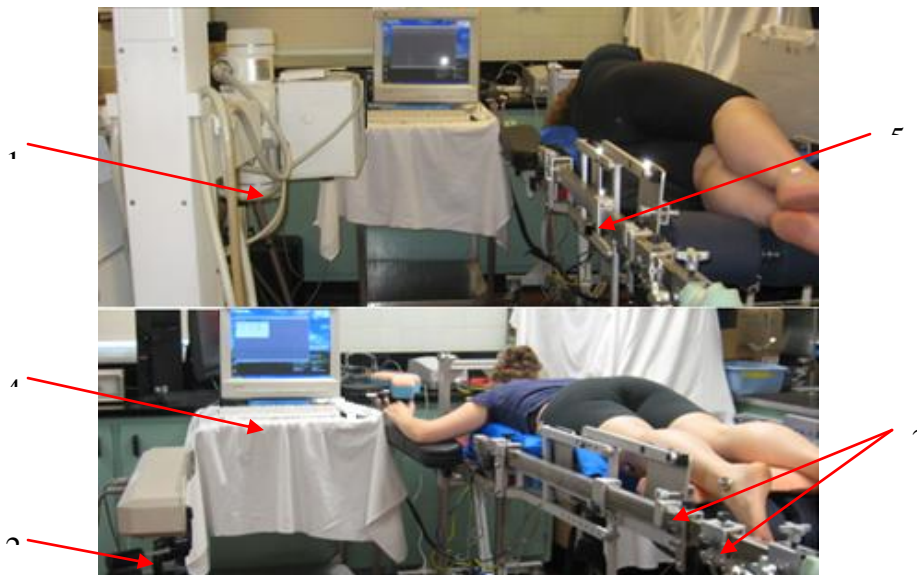


Figure 28 : Montage expérimental pour les tests I et II (en haut) et III (en bas)

Le montage expérimental (figure 30) consistait en :

- Un système radiographique mobile (1) du département de radiologie du CHU Sainte-Justine a été utilisé et manipulé par un technicien en radiologie, avec un support à cassettes de 36 pouces.

- Un monte charge (non illustré) utilisé pour soulever l'extrémité du système et ainsi conserver l'équilibre du sujet lors de l'inflexion latérale simulant l'utilisation des pieds motorisés du système Jackson auxquels le SMCR peut s'adapter. Ceux-ci permettent des déplacements relatifs en hauteur des extrémités du cadre.
- Un système de capture du mouvement optoélectronique Polaris (2) (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) et 8 cibles réfléchissantes (3) utilisés lors du test III (voir section 4.2.2.1 suivante) pour les analyses cinématiques. Ce système, relié à un ordinateur (4) opérant le logiciel NDI Toolviewer, a permis de calculer la position de cibles réfléchissantes positionnées sur le sujet et sur le SMCR par triangulation grâce à l'émission d'ondes infrarouges dont la réflexion par les cibles est détectée par deux caméras sensibles à la longueur d'onde projetée. La caméra Polaris était installée à 1,50 m de la table à une hauteur d'environ 1m.
- Le SMCR (5) décrit à la section 3.3 sur lesquels les sujets ont été positionnés en DL et DV et des manipulations ont été effectuées.
- Le MFPP (non illustré) développé par le laboratoire Lis3D et décrit par Cannet (2008) pour l'étude comparative des deux systèmes (section 4.2.2.4).

#### **4.2.2 Déroulement des tests**

Trois différents tests ont été réalisés. L'organigramme de la figure 31 présente les objectifs spécifiques visés par chacun des tests ainsi que le nombre de sujets ayant participé à ceux-ci. Les manipulations impliquées dans chaque test sont détaillées par la suite dans les sections 4.2.2.1 à 4.2.2.4.

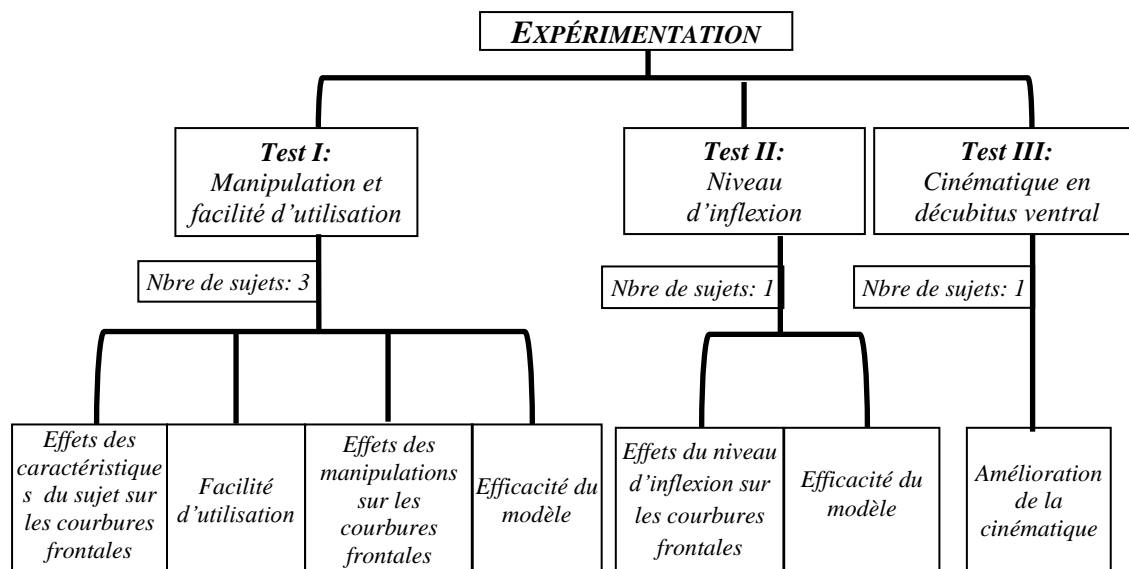


Figure 29: Organigramme des tests effectués

Ces étapes ont constitué le point de départ des trois tests.

<b>Préparation et étapes préliminaires</b>	Les mesures servant aux ajustements du système et à la personnalisation du modèle ont été prises sur les sujets avec un ruban à mesurer tel qu'illustré à la figure 32.	La durée de ces ajustements a été prise pour évaluer la facilité d'utilisation du système
	Le système a été réglé en position neutre en mode décubitus latéral pour les tests I et II et en mode décubitus ventral pour le test III.	

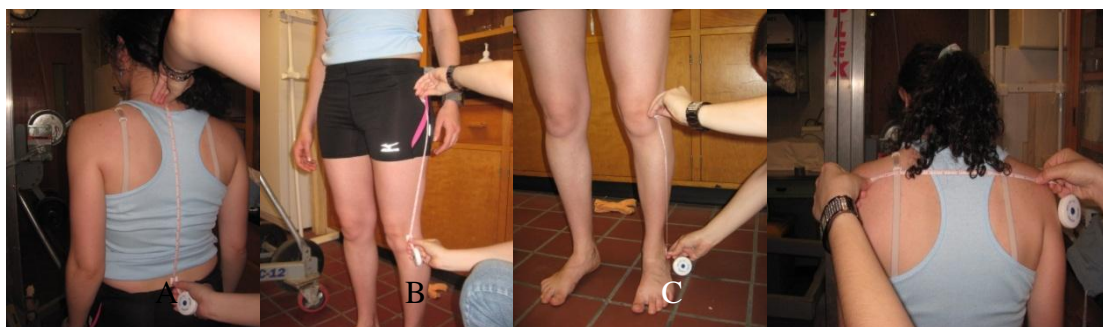


Figure 30 : Mesures prises sur les sujets; A : La longueur du tronc mesurée entre l'apophyse épineuse de C7 et le milieu des crêtes iliaques; B : La longueur des cuisses entre le milieu du grand trochanter et l'épicondyle latéral du fémur; C : La longueur des jambes; D : Largeur des épaules.

#### 4.2.2.2 Test I : ‘Manipulations et effet général’

Le premier test avait pour objectif d'évaluer l'effet du positionnement en DL et des manipulations dans le plan frontal sur les courbures de la colonne ainsi que la facilité d'utilisation du système. Trois sujets ont participé à ce test, afin d'analyser l'effet des caractéristiques intrinsèques au sujet sur les résultats obtenus. Le tableau 11 montre la répartition faite des caractéristiques de poids et taille afin de couvrir la plage de sujets visée lors de la conception du système.

<i>Catégorie</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Poids (kg)</i>
<i>I</i>	<i>1.5 – 1.62</i>	<i>42 - 55.75</i>
<i>II</i>	<i>1.62 – 1.74</i>	<i>55.75 – 83.25</i>
<i>III</i>	<i>1.74 – 1.86</i>	<i>83.25 – 97</i>

Tableau 11 : Catégories utilisées pour la taille et le poids.

<i>Catégorie</i>	<i>Sujet Ia</i>	<i>Sujet Ib</i>	<i>Sujet Ic</i>
<i>Taille</i>	<i>I</i>	<i>III</i>	<i>II</i>
<i>Poids</i>	<i>III</i>	<i>II</i>	<i>I</i>

Tableau 12 : Catégories de taille et de poids des sujets du test I.

Un sujet par catégorie a été choisi afin de couvrir la plage de taille et poids reliée aux spécifications de conception du prototype. Le tableau 12 montre la répartition des sujets du test I selon leur tailles et leur poids.

<i>Test de flexibilité (fig. 33)</i>	Il a été demandé aux sujets d'effectuer une inflexion maximale dans la position debout, tel qu'illustré à la figure 33	La radiographie en inflexion maximale debout a permis de déterminer la flexibilité relative de la colonne du sujet.
	Une radiographie antéro-postérieure a été acquise	
	Une photo photographie a été prise	
<i>Positionnem</i>	Le sujet a été positionné sur le système en DL et	La radiographie a

<b>ent DL neutre</b>	diverses composantes du système ont été ajustées pour améliorer le confort du sujet	permis de déterminer les effets du positionnement en décubitus latéral chez ce sujet.
	Une radiographie antéro-postérieure de la colonne a été acquise	
	Une photographie a été prise	

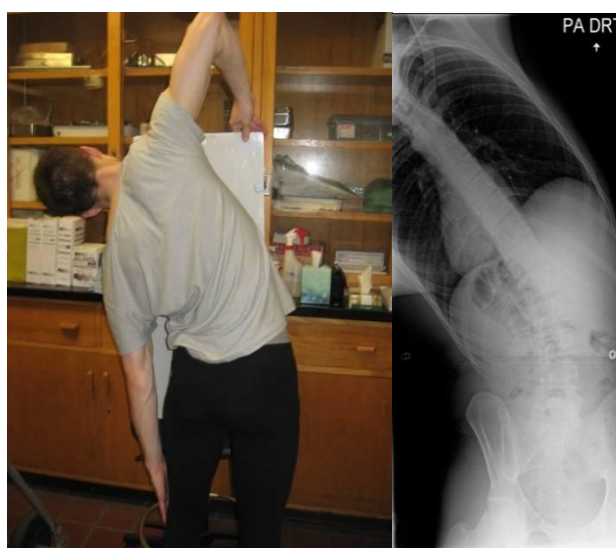


Figure 31: Inflexion latérale maximale volontaire et radiographie

<b>Inflexion latérale DL (Fig. 34)</b>	Le leg-positionner a été activé jusqu'à une inflexion de 40° avec une rotation simultanée du cadre de 20° à l'aide du monte charge	La radiographie prise lors de la manipulation en DL a permis de déterminer les effets de la manipulation chez ce sujet.
	Une radiographie antéro-postérieure de la colonne a été acquise	
	Une photographie a été prise	

	Le système a été retourné à la position neutre en DL	
--	------------------------------------------------------	--



Figure 32 : sujet positionné en décubitus latéral (A) et en iflexion latérale (B) sur le système

Note : Pour différencier le test d'inflexion latérale volontaire en position debout effectué par les sujets en début du test I de l'inflexion latérale induite par le système sur les sujets positionnés en DL, le premier sera appelé Inflexion latérale et la seconde manipulation frontale.

<b>Retournement DL-DV (fig. 35)</b>	Le sujet a été retourné vers la position en décubitus ventral et la position des supports de la tête et du thorax ont été ajustées	La durée de ces ajustements à été prise pour évaluer la facilité d'utilisation du système
	Le système a été réglé en position neutre en DV	
<b>Retournement DV-DL</b>	Le sujet a été retourné vers la position en décubitus latéral et la position des supports de la tête et du thorax ont été ajustées.	
	Le système a été réglé en position neutre en DL	



Figure 33 : Passage de la position en décubitus latéral à ventral.



### 4.2.2.3 Test II relatif au niveau d'inflexion en décubitus latéral fig. 36

Le 2<sup>e</sup> test visait à déterminer l'effet du niveau d'inflexion en décubitus latéral sur les modifications de courbures. Une personne appartenant aux catégories II de poids et III de taille selon le tableau 11 précédent a participé à ce test.

<b><i>Inflexion latérale I</i></b>	Le sujet a été installé en DL sur le système et son positionnement a été ajusté afin d'aligner le centre de rotation CR1 du système avec le niveau vertébral T9-10	Les radiographies en inflexion latérale à chacune des positions ont permis d'étudier l'effet de la position du CR sur les courbures frontales du rachis
	Le leg-positionner a été activé jusqu'à une inflexion de 40° avec une rotation du cadre de 20°.	
	Une radiographie antéro-postérieure de la colonne a été acquise	
<b><i>Inflexion latérale II</i></b>	Le sujet a été déplacé sur le système afin d'aligner le centre de rotation CR1 du système avec le niveau vertébral T12-L1.	
	Une radiographie antéro-postérieure de la colonne a été acquise	

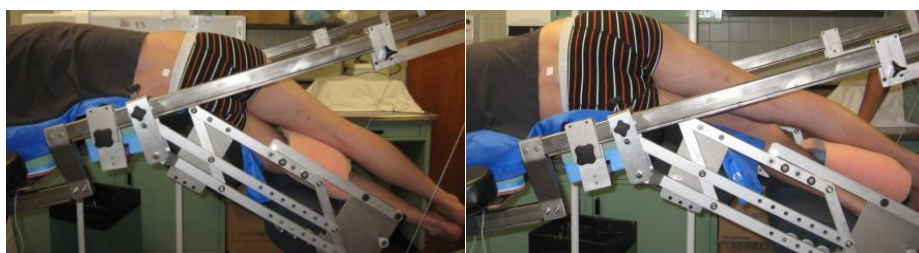


Figure 34 : Inflexion latérale du sujet aux niveaux T12-L1 (à droite) et L5-S1 (à gauche) lors du test II

<b><i>Inflexion latérale III</i></b>	Le sujet a été déplacé sur le système afin d'aligner le centre de rotation CR1 du système avec le niveau vertébral L4-5.
	Une radiographie antéro-postérieure de la colonne a été acquise
	Le système a été retourné à la position neutre en DL

#### 4.2.2.4 Test III de comparaison de cinématique en décubitus ventral

Le 3<sup>e</sup> test avait pour objectif d'évaluer dans quelle mesure les modifications effectuées permettent l'amélioration de la cinématique du « leg positionner » lors des mouvements de flexion/extension en décubitus ventral. Une personne appartenant aux catégories II de poids et de taille selon le tableau 11 précédent a participé à cette étude.

Les étapes suivantes ont été répétées à deux reprises, une fois sur le MFPP et une fois sur le SMCR. Avec le SMCR, le Leg-Positionner est en mode décubitus ventral lors de ce test.

<b>Position DV</b> (fig. 37)	Les marqueurs réfléchissants du système Polaris ont été posés sur le système et sur le sujet.	La photographie dans cette position permet de comparer le positionnement du sujet sur les deux systèmes en position neutre.
	Le sujet a été installé en décubitus ventral sur le système de positionnement.	
	Une photographie latérale du sujet installé sur le système dans cette position a été prise	

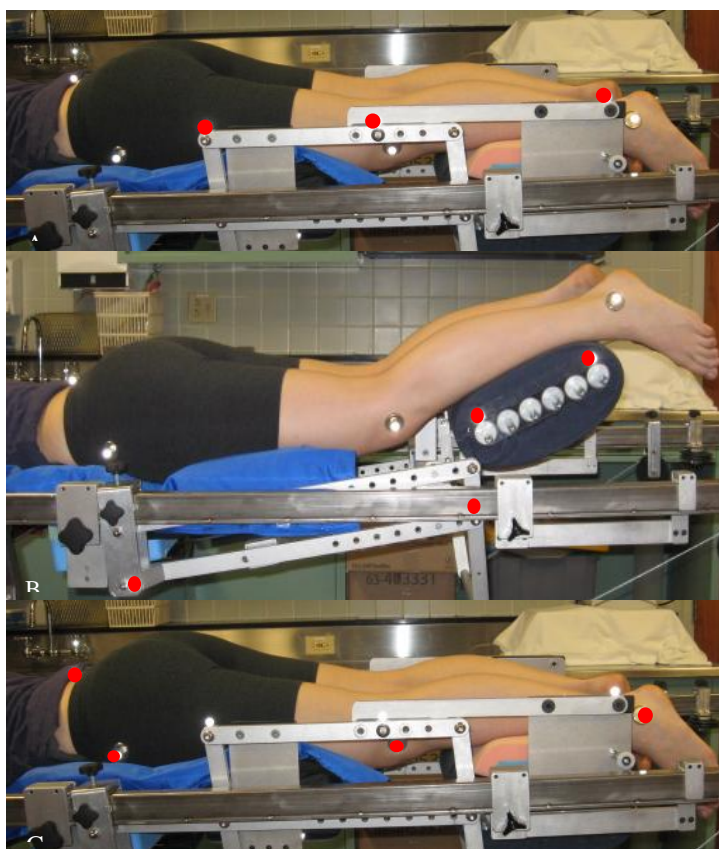


Figure 35: Sujet en position neutre sur les deux systèmes et position des marqueurs (A : SMCR; B : MFPP; C : Sujet)

<b>Flexion</b>	Leg-Positionner a été activé jusqu'à une flexion de 40° tel qu'illustré à la fig. 38	Les acquisitions prises sur les deux systèmes ont permis de comparer les deux mouvements et de déterminer dans quelle mesure les modifications apportées au système ont amélioré la cinématique de ce dernier.
	La cinématique durant cette manœuvre a été acquise avec le système Polaris à une fréquence de 20Hz.	
	Une photographie latérale du sujet installé sur le système a été prise à la fin de cette manœuvre	Les photographies en flexion ont permis de comparer la position du sujet sur les deux systèmes en flexion maximale.
<b>Extension</b>	Le leg-Positionner a été activé jusqu'à une extension de 20°.	
	Le système a été retourné à la position neutre en DV	

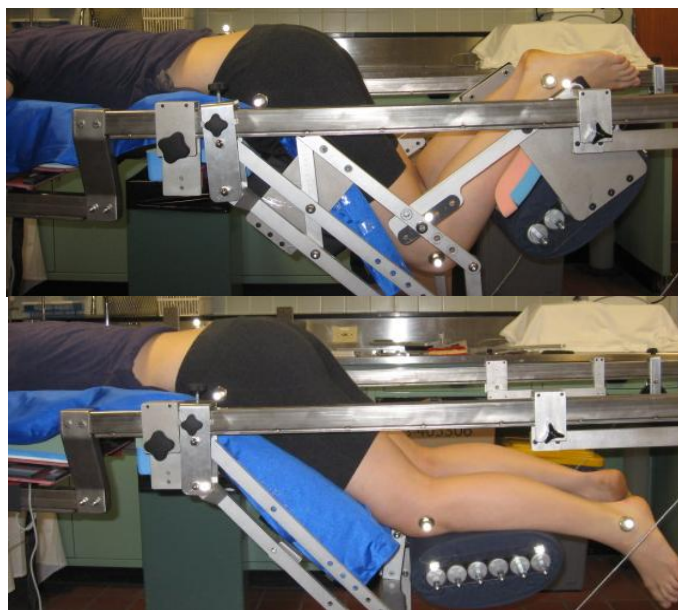


Figure 36 : Sujet en flexion maximale sur les deux systèmes (SMCR en haut, MFPP en bas)

## CHAPITRE 5 RÉSULTATS DE LA MODÉLISATION ET DE L'ÉVALUATION DU SYSTÈME

### 5.1 Caractéristiques des sujets

Les caractéristiques anthropométriques des sujets sont présentées au tableau 13 et les résultats du test de flexibilité en inflexion latérale (fig. 39) pour le test I sont présentés au tableau 14.

<i>Sujet</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Poids (kg)</i>	<i>l.épaules (cm)</i>	<i>L tronc (cm)</i>	<i>L cuisses (cm)</i>	<i>L jambes (cm)</i>
<i>Ia</i>	1.62	84.8	38	42	44	38
<i>Ib</i>	1.81	69.9	39	48	41	42
<i>Ic</i>	1.68	54	31	42	40	40
<i>II</i>	1.81	68.5	39	48	43	43
<i>III</i>	1.65	67.1	33	46	42	38

Tableau 13 : Caractéristiques des sujets

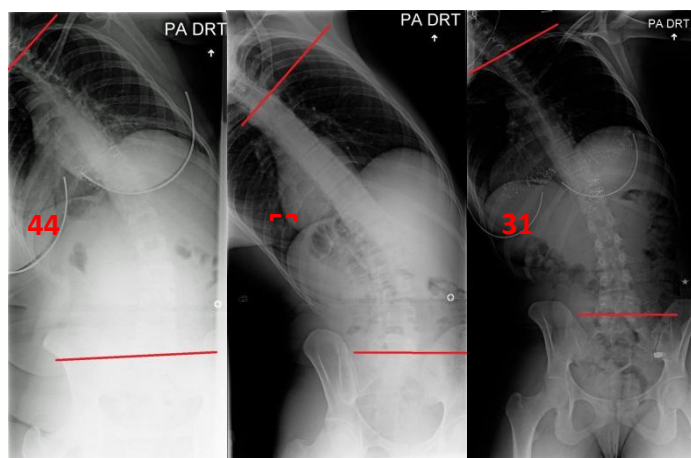


Figure 37: Radiographies du test en inflexion pour les sujets Ia, Ib et Ic de gauche à droite

<i>Sujet</i>	<i>Cobb</i>
<i>Ia</i>	44°
<i>Ib</i>	53°
<i>Ic</i>	31°

Tableau 14 : Résultats du test d'inflexion chez les trois sujets du test I

Dans les conditions expérimentales de cette étude, il n'a pas été possible d'évaluer adéquatement la flexibilité du rachis, celle-ci étant généralement déduite de la réductibilité de courbures pathologiques et de la connaissance des forces appliquées à la colonne lors des manipulations, deux facteurs qui ne s'appliquent pas ici. On a pu cependant déterminer une flexibilité relative des sujets entre eux en comparant les angles de Cobb dans le plan frontal lors du test d'inflexion

en prenant pour hypothèses que dans la position debout la colonne des sujets présente des courbures frontales quasiment nulles..

## 5.2 Effets de la manipulation dans le plan frontal

Le tableau 15 présente les angles de Cobb induits par l'inflexion latérale et la manipulation chez les sujets du test I ayant des morphologies variées.

La comparaison des courbures induites par l'inflexion latérale et par la manipulation frontale permet de constater que les angles induits sont inférieurs mais plus localisés lors de la manipulation.

En effet, si l'inflexion fait apparaître une courbure répartie sur toute la colonne, la manipulation, telle qu'appliquée lors du test I, induit une courbure plus caudale et ne modifie significativement (angle intervertébrale de plus de 1.5°) que la colonne thoracolombaire et lombaire. Pour le sujet Ib cependant, on voit également apparaître une courbure au niveau thoracique proximal.

<i>Sujet</i>	<i>Inflexion</i>	<i>Manipulation</i>
<i>Ia</i>	44°	28°
<i>Ib</i>	53°	32°
<i>Ic</i>	31°	25°

*Tableau 15 : Angles de Cobb induits par l'inflexion latérale et la manipulation chez les sujets lors du test I*

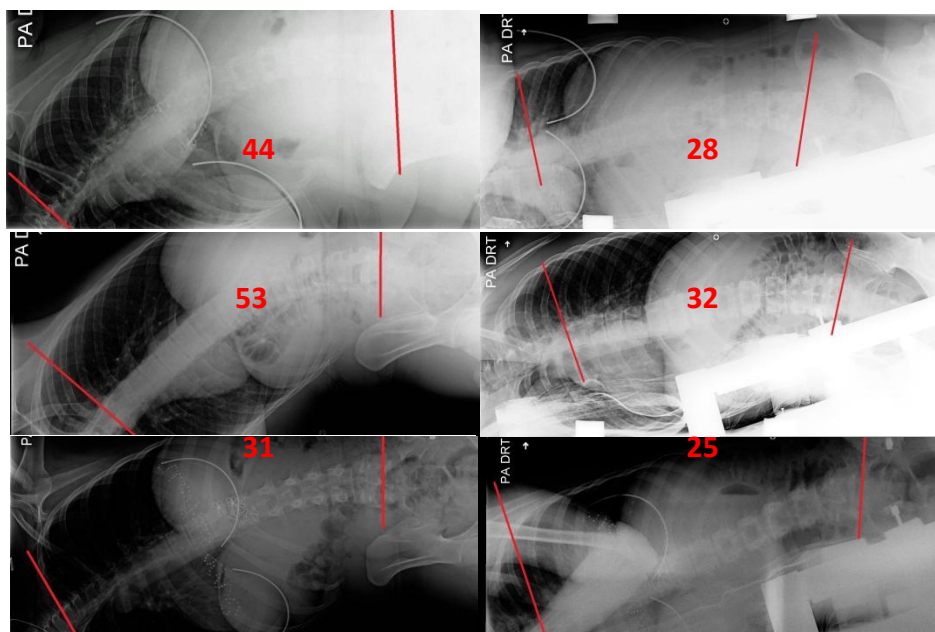


Figure 38 : Radiographies des sujets du test I lors de l'inflexion latérale volontaire (à droite) et lors de la manipulation dans le plan frontal (à gauche)

Aussi, les angles totaux obtenus sur la région apicale (T12-S1) sont inférieurs lors de la manipulation pour les sujets Ia et Ib ( $27^\circ$  et  $22^\circ$  respectivement) et semblables pour le sujet Ic ( $25^\circ$ ) aux angles obtenus en inflexion volontaire ( $31^\circ$ ,  $31^\circ$  et  $23^\circ$  respectivement). La cunéiformisation d'un disque apical (tableau 16), angle entre les plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres qui l'encadrent, mesuré dans le plan frontal lors de la manipulation est supérieure (de  $7^\circ$  et  $8^\circ$  au niveau L5-S1) à la cunéiformisation du même disque en inflexion latérale pour les sujets Ia et Ic. Pour le sujet Ib, on a retrouvé un cunéiformisation inférieure de  $3^\circ$  (L2-3). La région apicale se trouvant au niveau lombaire dans les trois cas, et les différences d'angles induits ne dépassant pas la valeur acceptée de  $9^\circ$ , on peut en conclure que la manipulation frontale induit en effet des modifications de courbures égales à l'inflexion latérale.

Sujet	Inflexion latérale			Manipulation		
	Ia	Ib	Ic	Ia	Ib	Ic
<b>T12-L1</b>	10	6	3	2	1	-2
<b>L1-2</b>	8	9	3	1	4	2
<b>L2-3</b>	6	8	5	3	5	3
<b>L3-4</b>	3	7	5	6	5	4
<b>L4-5</b>	3	0	5	7	3	7
<b>L5-S1</b>	1	1	3	8	4	11
<b>Total</b>	<b>31</b>	<b>31</b>	<b>23</b>	<b>27</b>	<b>22</b>	<b>25</b>

Tableau 16 : Cunéiformisation des disques intervertébraux de la région apicale lors de la manipulation à 40° chez les trois sujets du test I

Lors des manipulations, la flexibilité relative des sujets a un impact non seulement sur l'amplitude des modifications de courbures mais également sur la répartition de cette amplitude le long de la colonne vertébrale. Le sujet Ib ayant le plus grand angle induit lors de l'inflexion latérale a, en effet une courbure induite plus importante lors de la manipulation. Cette différence est expliquée par une valeur plus grande de l'angle thoracique et thoraco-lombaire induit chez ce sujet : 7.3 par rapport à 4 pour Ia (l'angle de Ic n'a pas été calculé parce que toutes les vertèbres ne sont pas visibles dans la radiographie cependant on peut estimer grâce à la fig.40 que la courbure à ce niveau est légère), l'angle au niveau lombaire étant inférieur à celui des deux autres sujets : 21 par rapport à 23 et 27 pour Ia et Ic respectivement.

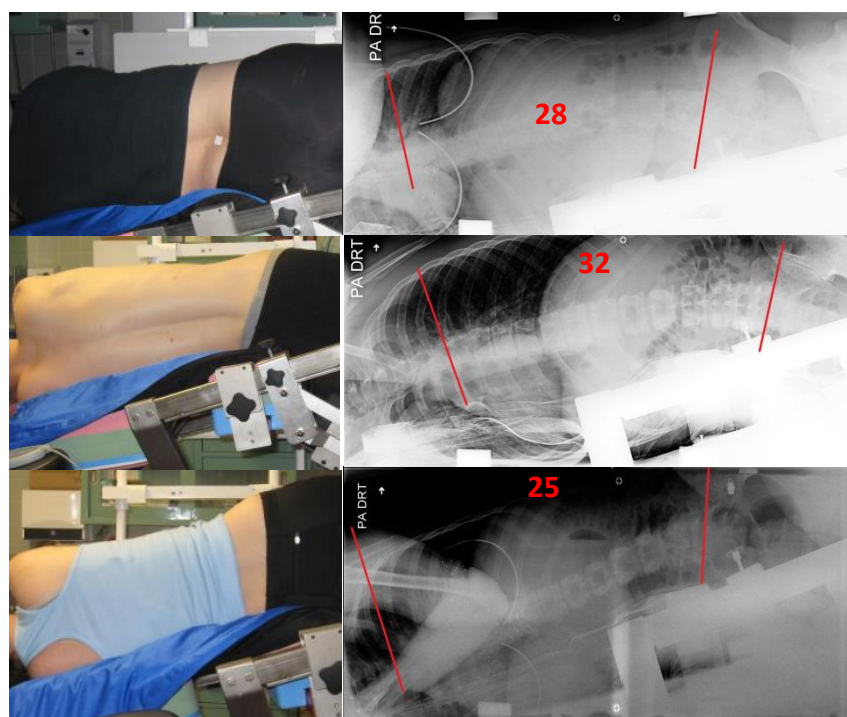


Figure 39 La manipulation et radiographie chez les trois sujets du test I

Lorsque, pour un même sujet on faisait varier la position du centre de rotation du système le long de la colonne thoraco-lombaire et lombaire dans le cadre du test II (fig. 42 tableau 17), l'angle total induit ne variait pas. Pour une inflexion de 40°, on a obtenu des courbures totales de 24, 24 et 23° avec l'apex de la courbure à L4-5, L5-S1 et L5-S1 lorsque le centre de rotation était à T9-10, T12-L1 et L4-5 chez le sujet de ce test. Cependant, on a pu constater que plus le centre de rotation se rapprochait du bassin plus la courbure était caudale avec 90% de la courbure concentré entre T12 et S1 lorsque l'inflexion se faisait autour de L4-5 mais seulement 50% de celle-ci au niveau lombaire lorsque le CR était à T9-10

	Niveau du CR		
	T9-10	T12-L1	L4-5
<b>T6-7</b>	1	1	-1
<b>T7-8</b>	3	1	-1
<b>T8-9</b>	2	1	0
<b>T9-10</b>	1	1	0
<b>T10-11</b>	-1	2	1
<b>T11-12</b>	1	2	3
<b>T12-L1</b>	4	1	1
<b>L1-2</b>	2	2	2
<b>L2-3</b>	2	2	3
<b>L3-4</b>	1	4	4
<b>L4-5</b>	4	3	5
<b>L5-S1</b>	3	5	5
<b>Total</b>	24	24	23

Tableau 17 : Angles intervertébraux induits lors de la manipulation en fonction du niveau du CR

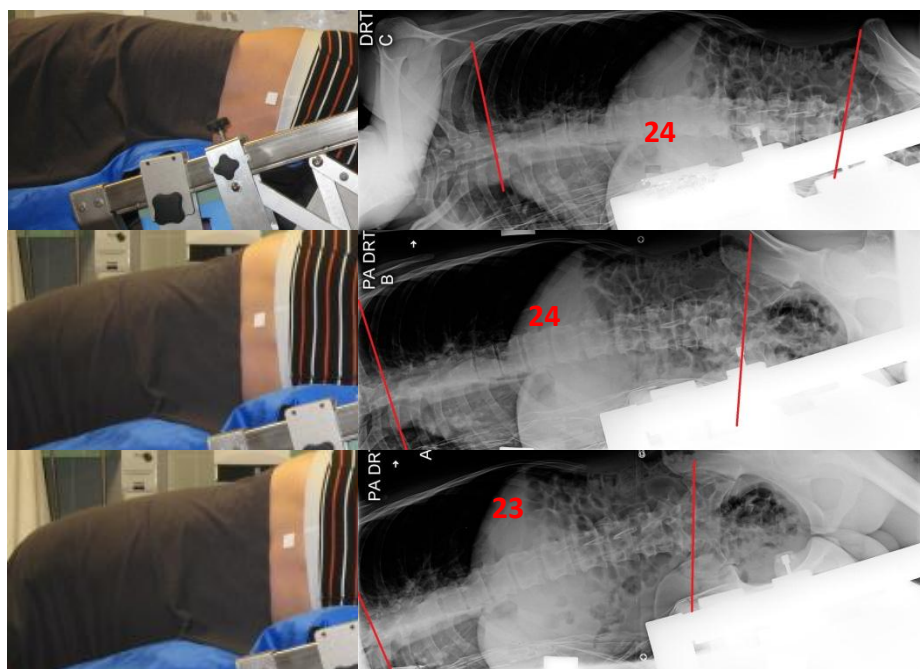


Figure 40 : La manipulation et radiographie dans les trois positions du test II

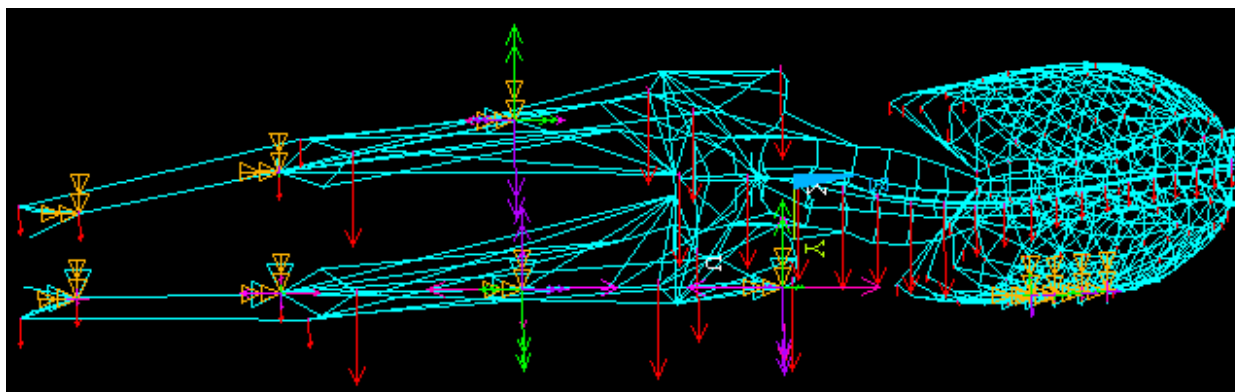


### 5.3 Fiabilité du modèle

Les simulations ont montré un effet combiné de la position du centre de rotation avec l'angle de rotation imposé sur les courbures induites. En effet (tableau 17), pour une configuration fixe des données anthropométriques, avec une rotation imposée aux membres inférieurs passant de 20° à 40°, l'angle de Cobb thoracique augmentait de 13.5° lorsque le mouvement se faisait autour de l'articulation T9-10 et de 6° lorsque le mouvement était autour de L4-5. Et lorsque la rotation imposée se faisait autour de T9-10 et passait de 40 à 60°, l'angle de Cobb thoracique n'augmentait que de 4.5°.

<i>Angle imposé</i>	<i>60°</i>	<i>40°</i>		<i>20°</i>	
		<i>T9-10</i>	<i>L4-5</i>	<i>T9-10</i>	<i>L4-5</i>
<i>Niveau CR</i>	<i>T9-10</i>	<i>T9-10</i>	<i>L4-5</i>	<i>T9-10</i>	<i>L4-5</i>
<i>δ Cobb tot</i>	39°	25°	16°	4°	1°
<i>δ Cobb Tho</i>	21°	17°	-3°	3°	-9°
<i>δ Cobb lomb</i>	18°	9°	19°	1°	10°

*Tableau 18 : Angles de Cobb induits lors de l'inflexion latérale en fonction de l'angle imposé et du centre de rotation*



La figure 43 illustre les résultats des simulations du positionnement en DL neutre avec les trois sets de conditions limites testés à la section 4.1.2.1. La condition 0 faisait apparaître trois courbures frontales successives le long de la colonne, la plus importante au niveau thoracique-thoracolumbaire (T5-L3) à la concavité vers le haut encadrée de 2 courbures inverses de moindre importance. La condition II a provoqué une collision de la cage thoracique avec la colonne vertébrale et la condition I a fait apparaître une inclinaison contralatérale de  $4^\circ$  des vertèbres de la région proximale thoracique. Ces deux conditions ne présentaient pas de modification de courbures de plus de  $6^\circ$  dans le plan frontal et ont donc été écartées et la condition 0, correspondant aux diminutions plus importantes des courbures pathologiques thoraciques concave vers le bas, que lombaires chez des sujets scoliotiques retrouvés par Lalonde et al. a été retenue comme celle représentant le mieux le comportement biomécanique de la colonne vertébrale et de la cage thoracique humaines et a donc été utilisée dans la suite de l'étude lors des simulations du positionnement.

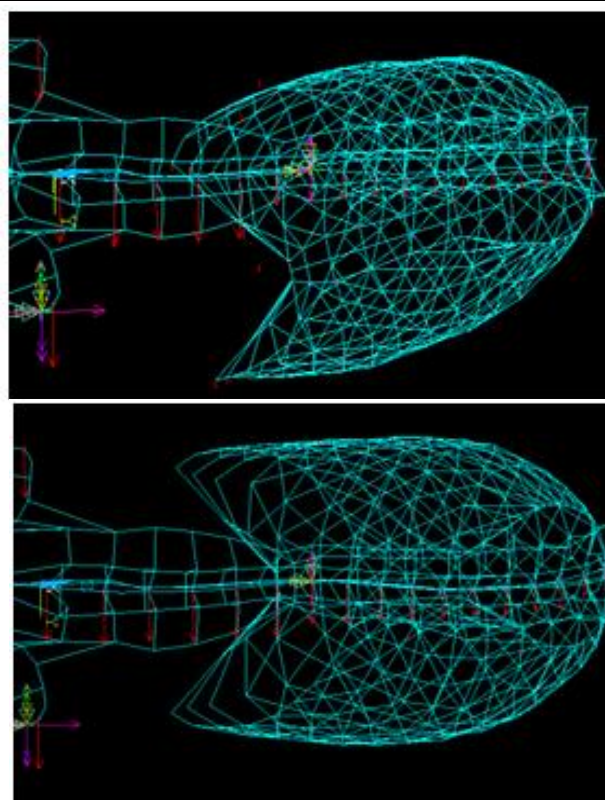


Figure 41: Positionnement en décubitus latéral du haut vers le bas : Conditions 0, I et II

Lorsque l'effet de la gravité est supprimé dans le modèle il y a un léger allongement de la colonne dans le sens longitudinal tel que l'on peut le constater à la figure 44.

Nos tests ont permis de réaliser que cet allongement est proportionnel au poids du sujet. Le tableau 18 suivant donne l'allongement en fonction de deux poids de sujets :

poids kg	42	71	100
allongement%	2.875	3.36	5.48

Tableau 19: Allongement de la colonne lors de l'enlèvement de l'effet de la gravité en fonction du poids du sujet

On remarque cependant que l'allongement par rapport au poids n'est pas linéaire puisque la relation ( $\delta$  poids /  $\delta$  allongement) n'est pas constante. Plus le sujet est pesant, plus les déformations résultant du positionnement en décubitus latéral seront importantes. Le

tableau 19 donne les angles de Cobb totaux, thoraciques et lombaires initiaux et induits lors des simulations du positionnement de deux sujets de poids différents en décubitus latérale.

Le tableau 20 donne les modifications en hauteur de la colonne, en angle de Cobb frontaux thoraciques et lombaires et en translation de la vertèbre apicale lors du positionnement en décubitus latéral pour les études de Lalonde et al. Pannetier et al. et pour le modèle étudié.

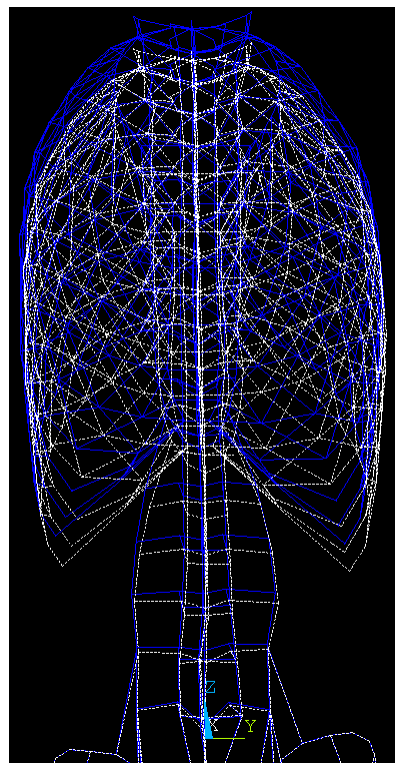


Figure 42 : Allongement de la colonne lors de l'enlèvement de l'effet de la gravité

Angle	Initial	Final 40kg	Final 100kg
total	0.2	14.1	17.8
Thoracique	0.1	12	6
Lombaire	0.1	3.1	11.8

Tableau 20 : Angles de Cobb induits lors du positionnement en fonction du poids du sujet

	Gain en hauteur avec gravité	$\delta$ Cobb au positionnement	
		Thoracique	Lombaire
Lalonde	3%±3	21 (5.97)	6.33 (15.28)
Pannetier	n/a	20.2 (3.03)	6 (3.93)
Présente étude	5.48	17.3	17.2

Tableau 21 : Comparaison des résultats du positionnement avec ceux de la littérature

La valeur obtenue pour l'allongement de la colonne résultant de l'annulation de l'effet de la gravité correspond aux valeurs retrouvées par Lalonde et al. Cependant les valeurs de modification d'angles de Cobb diffèrent significativement des

valeurs trouvées dans la littérature particulièrement dans la région lombaire. La comparaison ici est cependant biaisée, puisque ces valeurs sont le plus souvent mesurées chez des sujets atteints de déformation de la colonne.

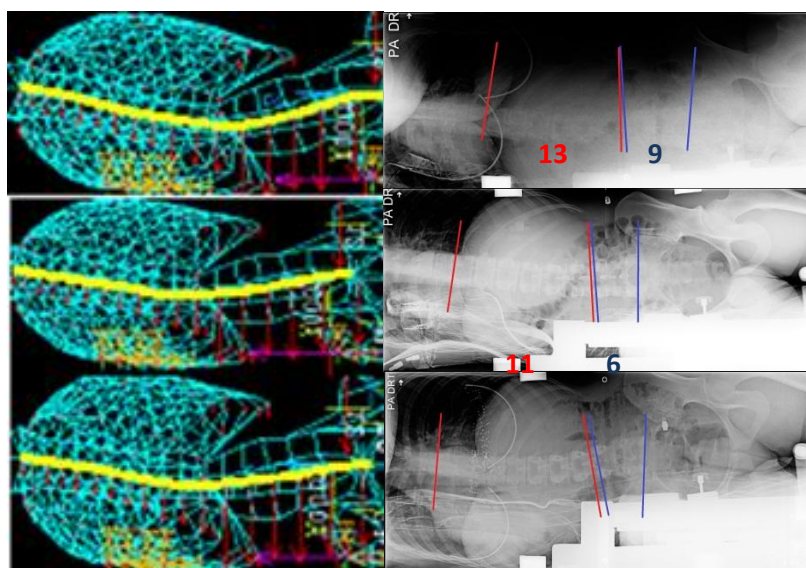


Figure 43 : Positionnement en décubitus latéral réel et simulé lors du test I

Tout comme retrouvé lors des simulations, le positionnement des sujets sur le SMCR en décubitus latéral (Fig. 45) a fait apparaître trois courbures le long de la colonne : la plus importante concave au niveau thoracique-thoracolombaire (T-TL) encadrée de deux contre-courbures, thoracique proximale et lombo-sacrée (L-S), moins prononcées. Le tableau 21 donne les détails des courbures induites lors du positionnement en DL neutre des 3 sujets du test I et lors de leurs simulations personnalisées. Les premières vertèbres thoraciques n'étaient pas visibles

dans les radiographies, ne permettant pas de mesurer l'amplitude des courbures thoraciques proximales:

	<i>Sujet</i>	<i>VT1</i>	<i>Cobb T-TL</i>	<i>VT2</i>	<i>Cobb LS</i>
<i>Sujets</i>	<i>Ia</i>	<i>T10</i>	<i>13</i>	<i>L4</i>	<i>9</i>
	<i>Ib</i>	<i>T10</i>	<i>11</i>	<i>L4</i>	<i>6</i>
	<i>Ic</i>	<i>T8</i>	<i>18</i>	<i>L4</i>	<i>15</i>
<i>Modèle</i>	<i>Ia'</i>	<i>T5</i>	<i>39</i>	<i>L3</i>	<i>26</i>
	<i>Ib'</i>	<i>T6</i>	<i>32</i>	<i>L3</i>	<i>24</i>
	<i>Ib'</i>	<i>T6</i>	<i>37</i>	<i>L3</i>	<i>28</i>

Tableau 22 : Courbures créées dans le plan frontal lors du positionnement en décubitus latéral VLS: Vertèbre limite supérieure; VT : vertèbre transitionnelle

On constate que les courbures induites dans le modèle sont supérieures à celles retrouvées lors du test sur les sujets et que si la seconde vertèbre transitionnelle est relativement bien placée, la courbure thoracolombaire commence en général à un niveau plus proximal de la colonne.

La figure 46 illustre les conditions III et IV décrites à la section 4.1.2.2, testées lors des simulations de la manipulation dans le plan frontal sur le SMCR.

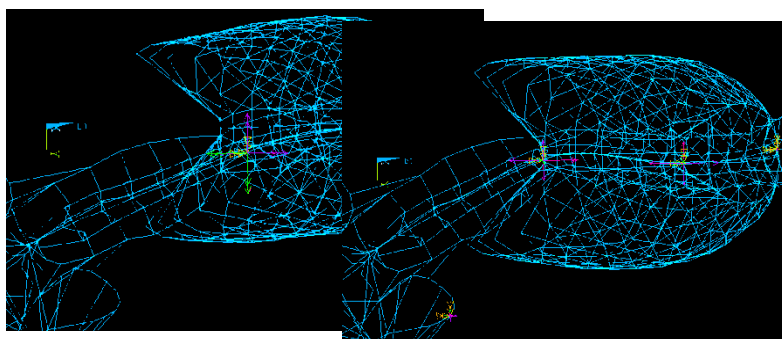


Figure 44 : Effet de l'inflexion latérale avec les conditions III à gauche et IV à droite

Avec la condition III, la courbure est répartie plus uniformément sur toute la colonne avec des angles intervertébraux situés entre  $0.5$  et  $3.7^\circ$  pour une combinaison spécifique des données anthropomorphiques.

Pour les mêmes données, la condition IV fait apparaître un apex de courbure situé près du centre de la rotation imposée, avec des angles intervertébraux plus importants (jusqu'à  $12^\circ$ ) à ce niveau et une inclinaison contralatérale de  $8^\circ$  au niveau des premières vertèbres thoraciques. Ces résultats se rapprochant de ce qui a été observé dans la littérature, la condition IV a été utilisée lors de la simulation de cette manœuvre dans la suite de l'étude.

Lors des simulations de la manipulation, pour les trois sujets du test I aux morphologies différentes, on observe (fig. 47) une courbure semblable à celle d'Ic, avec des vertèbres transitionnelles aux niveaux T9, T10 et T11 pour les sujets Ia, Ib et Ic respectivement. Les valeurs des angles simulés sont plus élevées : les courbures moyennes proximales de  $0.7^\circ$  et  $9^\circ$  et lombaire  $24^\circ$  et  $45^\circ$  ont été mesurées respectivement lors des tests et des simulations.

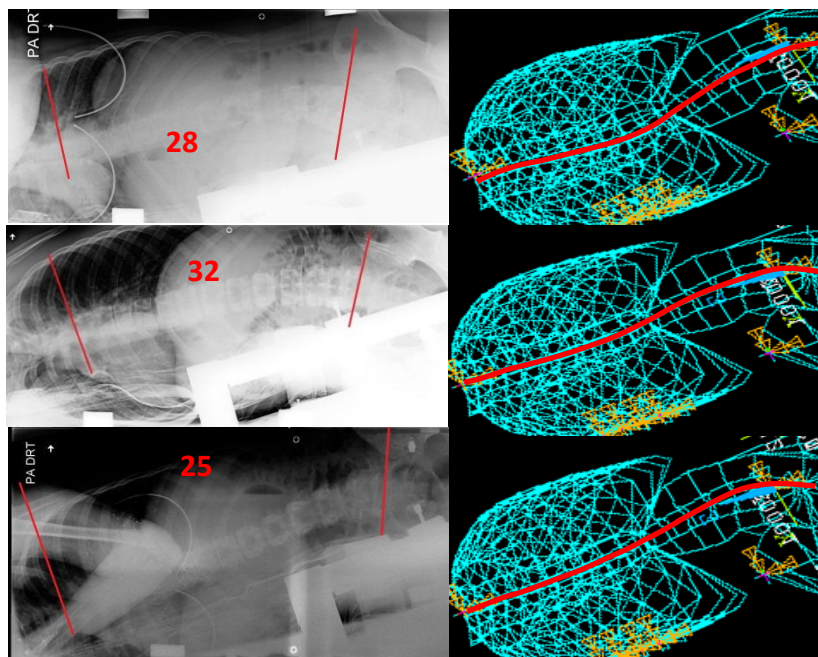


Figure 45: La manipulation testée et simulée chez les trois sujets du test I

Une comparaison des effets réels et simulés de l'inflexion latérale totale de 40° sur le système (tableau 22) aux niveaux étudiés lors du test II, montre que le modèle surestime les valeurs d'angles induits au niveau de la courbure principale (jusqu'à 119%) mais surtout au niveau de la contre-courbure (jusqu'à 733%).

	Niveau du CR	Cobb Proximal	VT	Cobb Distal
<b>Sujet</b>	<b>T9-10</b>			24
	<b>T12-L1</b>			24
	<b>L4-5</b>	-2	T8	25
<b>Modèle</b>	<b>T9-10</b>	-2	T9	37
	<b>T12-L1</b>	-9	T10	45
	<b>L4-5</b>	-15	T12	54

Tableau 23 : Répartition des courbures induites en fonction du niveau du centre de rotation lors des manipulations réelles et simulées chez le sujet du test II

Niveau d'inflexion	T <sub>6-7</sub>	T <sub>7-8</sub>	T <sub>8-9</sub>	T <sub>9-10</sub>	T <sub>10-11</sub>	T <sub>11-12</sub>	T <sub>12-L1</sub>	L <sub>1-2</sub>	L <sub>2-3</sub>	L <sub>3-4</sub>	L <sub>4-5</sub>	L <sub>5-S1</sub>	Total	Lomb	Tho
<b>T9-10</b>	-2	-3	-3	1	3	1	2	0	1	2	0	9	<b>11</b>	12	-1
<b>T12-L1</b>	-3	-4	-3	-3	0	0	0	3	1	2	8	11	<b>12</b>	25	-13
<b>L4-5</b>	-1	0	-1	-5	-7	-5	0	0	7	3	8	17	<b>16</b>	35	-19

Tableau 24 : Différences entre les angles mesurés lors de l'expérimentation et ceux calculés par le modèle lors de la manipulation pour les trois niveaux d'inflexion du test III

Tel que l'on peut le constater au tableau 23, les erreurs d'angles calculés par le modèle lors de la manipulation frontale augmentent lorsque le niveau d'inflexion se rapproche du bassin. De plus, elles sont beaucoup plus importantes au niveau lombaire et ne sont significatives (supérieures aux limites fixées de 4 et 9° pour les niveaux thoracique et lombaire respectivement) qu'au niveau thoracique distal lorsque l'inflexion se fait au niveau lombaire et au niveau de l'articulation lombo-sacrée. En général, les erreurs sont minimales aux environs de la jonction thoraco-lombaire (T10-L2) qui constitue la zone de transition des courbes dans le modèle.

## 5.4 Évaluation des améliorations du “Leg Positionner”



Figure 46 : Début et fin de la manipulation dans le plan frontal avec le SMCR (à gauche) et le MFPP (à droite) lors du test comparatif entre les deux systèmes (test III)

Grâce aux modifications apportées aux leg positionner, le pourcentage de la rotation transmise aux cuisses par le système est passé de 70 à 99% pour une flexion maximale du système. En effet (tableau XIV), une rotation de  $39^\circ$  du support des cuisses du SMRC a entraîné une rotation de  $38^\circ$  des cuisses alors qu’avec le MFPP, une rotation de  $43^\circ$  du support entraînait une rotation de  $29^\circ$  des cuisses. Pour ce même mouvement, la distance entre les têtes fémorales et le centre de rotation du support des cuisses varie entre 48mm et 71mm (23mm) pour le SMCR et entre 160mm et 142mm (18mm) pour le MFPP.

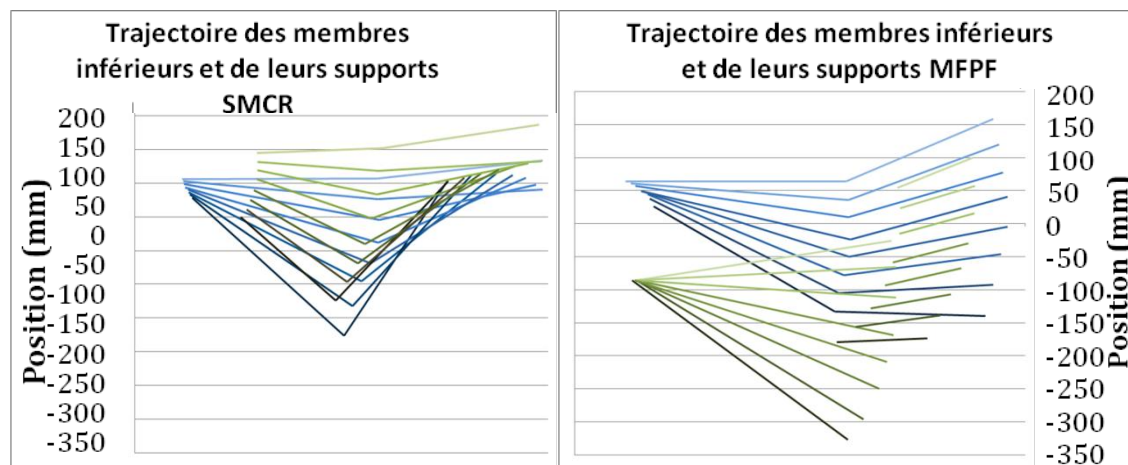


Figure 47: Position (en mm par rapport à l’origine du système Polaris) dans le temps des membrures du système (en vert) et des segments des membres inférieurs (en bleu) dans les deux systèmes aux temps indiqués dans le tableau XIV suivant (ordre chronologique du plus pâle au plus foncé)



Position	SMCR				MFPF			
	M1	C	M2	J	M1	C	M2	J
0	2	0	8	5	8	0	21	22
T/7	-4	-5	3	3	3	-5	16	20
2T/7	-10	-9	10	11	-4	-8	14	16
3T/7	-16	-14	17	21	-11	-13	13	14
4T/7	-23	-19	25	28	-17	-17	11	11
5T/7	-27	-24	32	35	-23	-22	9	7
6T/7	-32	-31	37	44	-30	-26	7	3
T	-38	-38	43	53	-36	-29	3	-2

Tableau 25 : Angles absolus en degrés des membrures (M1 : support des cuisses, M2 support des jambes) et segments (C : cuisse, J : jambe) à intervalles réguliers des manipulations (T : durée de la manipulation)

Lors du mouvement de flexion, l'angle entre les cuisses et leur support variait dans les intervalles  $-2^{\circ}$  à  $4^{\circ}$  et  $-8^{\circ}$  à  $7^{\circ}$  et l'angle entre les jambes et leur support varie dans l'intervalle  $-3^{\circ}$  à  $10^{\circ}$  et  $-6^{\circ}$  à  $5^{\circ}$  pour le SMCR et le MFPF respectivement. La trajectoire parcourue par les têtes fémorales est passée de 25mm à 17mm et celle du marqueur du dos de 56mm à 38mm.

On a voit également un rapprochement de la trajectoire des genoux avec celle du centre de rotation CR2 du système (fig. 51).

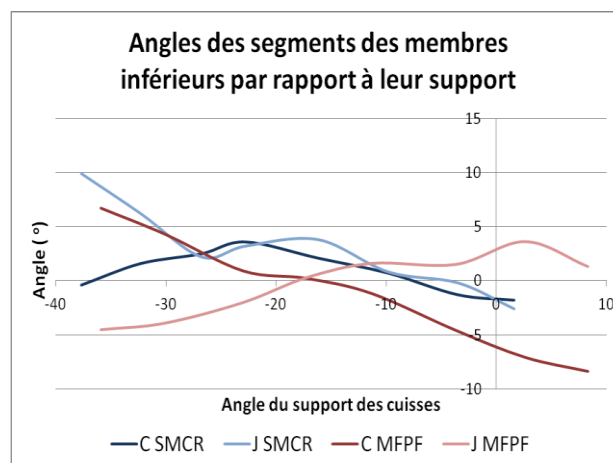


Figure 48 : Variation des écarts d'angles des segments par rapport aux membrures des systèmes

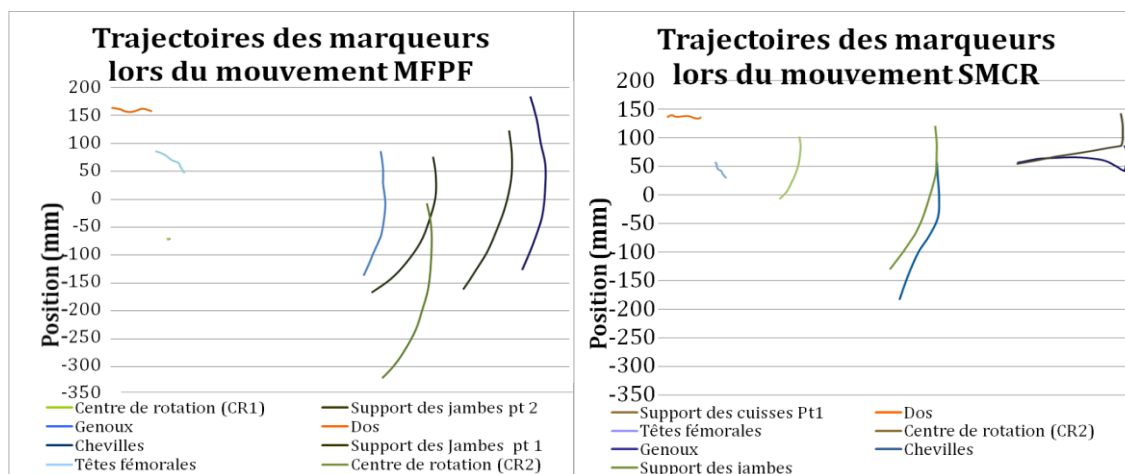


Figure 49 : Trajectoires des marqueurs lors de la manipulation dans le plan sagittal sur les deux systèmes

## **5.5 Évaluation qualitative du confort et de l'ergonomie du système**

Le sujet du test III, comparant la cinématique des manipulations en DV sur les deux systèmes, a rapporté être aussi confortable sur les deux systèmes (MFPPF et SMCR) dans la position neutre. Par contre, lorsque la flexion du support des cuisses dépassait  $15^\circ$ , la flexion plus importante au niveau des genoux dans le SMCR (jusqu'à  $92^\circ$ , par rapport à  $27^\circ$  sur le MFPPF), augmentait l'équilibre du sujet, procurant ainsi un plus grand sentiment de sécurité. Aussi, les sujets ont rapporté être confortables en décubitus latéral sur le système en position neutre, le seul inconfort étant au niveau du cou pour un des sujets. Lors de la manipulation dans le plan frontal, les sujets ont rapporté ressentir une pression plus importante mais ne causant pas d'inconfort pendant la durée limitée du test (environ 20 minutes), au niveau supporté par le coussin du bassin. Encore une fois, le cou posait problème au niveau du confort mais cette fois à cause de la trop grande distance entre les supports du thorax et de la tête.

## **5.6 Évaluation de l'utilisation du système**

Durant les tests, on a remarqué une augmentation de la rapidité des manœuvres des deux expérimentateurs responsables de l'ajustement du système lors du positionnement ou du retournement des sujets. De 8 min 23 sec pour l'ajustement du premier sujet, le temps est passé à 4 min 32 sec et 4 min 47 sec lors du positionnement des deux derniers sujets. Les retournements DL-DV et DV-DL sont passés de 5 min 37 sec et 4 min 2 sec respectivement au premier test à 2 min 56 sec et 3 min 22 sec au troisième.

Par ailleurs, à aucun moment il n'a été nécessaire de déplacer le sujet sur un autre support ou de l'enlever du SMCR pour passer d'une position à l'autre. Il faut cependant noter que le retournement n'a pas été effectué par les expérimentateurs; les sujets ont effectué eux-mêmes leur retournement de  $90^\circ$ . Par contre, les ajustements se faisaient par les expérimentateurs.

## CHAPITRE 6 DISCUSSION

### 6.1 Apport au domaine de la chirurgie de la colonne vertébrale

La cunéiformisation des disques intervertébraux apicaux, la facilité avec laquelle s'effectuent les manipulations dans les deux positions, le confort des sujets sur le système, confirment qu'il est possible de tirer avantageusement profit du positionnement pour améliorer les résultats chirurgicaux dans le cadre des chirurgies par approches antérieure, postérieure ou combinée.

De plus, le système développé présente un aspect original qui le distingue des autres systèmes disponibles commercialement, soit le passage d'une position à l'autre de façon simple et rapide pour le personnel de la salle d'opération. Pour les autres systèmes, principalement ceux utilisant le principe des quatre poteaux introduits par Relton-Hall au niveau du thorax, plusieurs composantes doivent être rajoutées ou remplacées pour passer d'un mode adéquat de support à un autre (fig. 52).



*Figure 50: Différences dans le même système (à gauche le Maximum Access et à droite le Jackson Axis) pour les positions en DL (en haut) et DV (en bas).*

Il faut donc placer le patient sur un support intermédiaire, pendant que les modifications nécessaires sont faites au système puis retourner le sujet et le replacer sur la table d'opération. Avec le SMCR, le passage d'un mode de support à l'autre ne dépasse pas 5 minutes et peut être effectué avec le sujet installé sur le système de sorte que celui-ci puisse être retourné directement à la position voulue sans support intermédiaire. De plus, aucune composante ne doit être ajoutée ou enlevée du système durant cette manœuvre.

Finalement, ce projet a permis d'acquérir plusieurs connaissances utiles sur la biomécanique de la colonne vertébrale et des structures adjacentes, des connaissances utiles également pour la compréhension du positionnement en chirurgie du rachis:

- Caractéristiques des diverses courbures frontales induites dans la colonne positionnement neutre en DL
- Amplitude et localisation des courbures induites par la manipulation frontale
- Effets des variables intrinsèques au sujet (poids, taille, flexibilité) et des paramètres de la manipulation (niveau du CR, angle imposé) sur les modifications de courbures
- L'importance de la compréhension de la biomécanique du corps humain afin de mieux en tirer parti pour le positionnement et la sécurité des patients en chirurgie.

Ces connaissances permettront, de poursuivre avec le projet du système de positionnement, de l'améliorer et de l'adapter à d'autres types de positionnement et de chirurgies. Elles permettront également, lors de la planification préopératoire, avec l'utilisation du modèle développé, de simuler plusieurs positions sur le système d'un patient spécifique, en faisant varier les paramètres de positionnement, niveau du CR, l'amplitude de la rotation imposée, etc. Ainsi, leur effet pourra être intégré à ceux des autres manœuvres chirurgicales pour trouver un ensemble de conditions idéales pour le déroulement de la chirurgie.

## **6.2 Interprétation des résultats**

### **6.2.1 Réingénierie du système**

Les modifications apportées à la cinématique du Leg Positionner en décubitus ventral ont permis d'augmenter les mouvements transmis aux cuisses par le système. Les mouvements des marqueurs des têtes fémorales et du bassin ont diminué de 35 et 32% respectivement par rapport au MFPPF. Cependant, alors que la distance entre le centre de rotation du support des cuisses et les têtes fémorales diminue de 70%, celles-ci se déplacent autant au cours de la manipulation.

Ceci peut être expliqué par la kinésiologie particulière du complexe de la ceinture pelvienne qui répartit toute rotation sagittale des membres inférieurs par rapport au tronc sur les articulations de

la colonne lombaire, ainsi que les articulations lombo-sacrée et coxo-femorale (Hamil, 2009). (fig. 53).

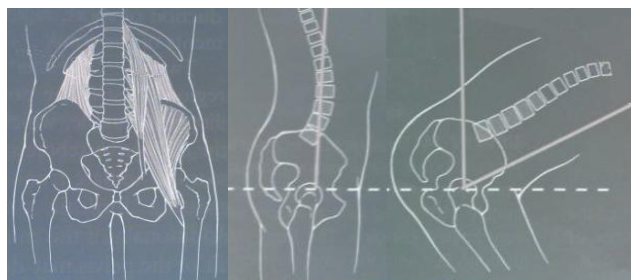


Figure 51 : Mouvement du complexe de la ceinture pelvienne et muscles impliqués (Hamil, 2009)

Il n'a cependant pas été possible de constater ce phénomène au cours de la présente étude puisqu'aucune radiographie n'a été prise lors du test III. Cependant, on peut en déduire que c'est cette biomécanique particulière de la ceinture pelvienne qui permet de modifier les courbures sagittales de la colonne lombaire en modifiant l'angle des membres inférieurs. Il est donc naturel d'obtenir du mouvement au niveau du bas du dos. C'est en fait sur ce mouvement complexe qu'est basé le principe du leg positionner, dont le but est de modifier les courbures lombaires du fait de la modification de l'orientation des membres inférieurs.

Cependant, cela n'a pas été pris en compte lors de la conception du prototype et le mouvement du support constitue une approximation de ce mouvement complexe en remplaçant la ceinture pelvienne par un simple pivot que l'on a tenté de rapprocher de l'axe bi-fémoral à la position neutre. On peut en effet constater (fig. 54) que lors de la flexion à 40°, que la modification de la courbure lordotique du bas du dos ne semble pas plus importante lors de la manipulation sur du SMCR que celle du MFPP.

D'autre part, pour simplifier la conception, les ajustements possibles n'ont pris en compte, dans un premier temps, que le positionnement permettant, en DL, de placer le centre de rotation du leg-positionner aux niveaux étudiés, c'est à dire dans la colonne thoracolombaire et lombaire et pour la plage de sujets considérés. Avec le champ d'utilisation du

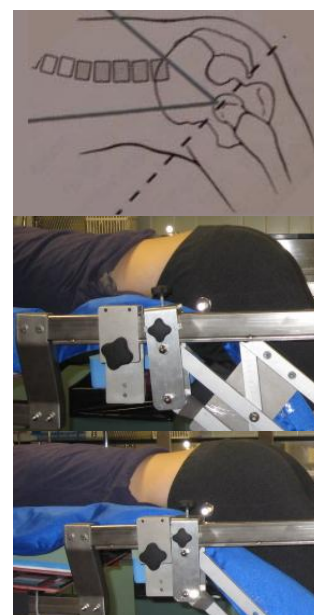


Figure 52 : Mouvement du complexe de la ceinture pelvienne lors a : de la flexion naturelle (Hay, 2008) ainsi que lors des manipulations sagittales ; b : sur le MFPP ; c : sur le SMCR

système ainsi limité il est difficile pour le moment de déterminer si un tel système sera efficace pour les chirurgies impliquant la colonne thoracique proximale ou cervicale ou pour des sujets hors de la plage étudiée dans ce projet.

Avec son nouveau design, le leg positionner dépasse (Fig. 55) le cadre en position neutre pour rapprocher son centre de rotation du support des cuisses aux têtes fémorales. Cela constitue un obstacle pour les acteurs de la salle d'opération lors du positionnement et du retournement des sujets sur le système. En effet, un accès aux membres inférieurs du sujet est nécessaire aux personnes le positionnant.



*Figure 53 : Design du Leg positionner dépassant le cadre dans la position neutre*

Le tableau 25 présente l'évaluation du SMCR pour le positionnement en chirurgie du rachis avec les critères développés à la section 1.3.4. Le SMCR est comparé aux trois types de systèmes de positionnement considérés dans la précédente analyse, à savoir les systèmes pour chirurgie générale (A), ceux développés pour les chirurgies du rachis en DV (B) et ceux supportant plus qu'une des trois positions généralement utilisées en chirurgie du rachis : DV, DL et DD (C). Il est également comparé au MFPP dont il constitue une amélioration et qui avait le Score DV le plus élevé (87) et au Système Axis qui avait deux Scores élevés (total : 82 et DV : 84) et qui constituait le système le plus adéquat parmi les tables considérés.

Le SMCR obtient Le Score Total le plus élevé et un Score DV qui, quoiqu'élevé est inférieur à celui du MFPP. Cela résulte des limites imposées pour réduire la plage de sujets visés (voire section 3.1) et limiter ainsi les délais et coûts de développement du prototype.

	<i>Cote</i>	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>	<i>MFPF</i>	<i>Axis</i>	<i>SMCR</i>	<i>Moyenne</i>	<i>SMCR''</i>
<i>DV*</i>	10	67	100	100	100	100	<b>100</b>	90	100
<i>Support</i>									
<i>DL</i>	10	100	0	65	0	100	<b>90</b>	50	90
<i>DD</i>	10	100	0	100	0	100	<b>100</b>	60	100
<i>Retournement</i>	9	100	0	60	0	60	<b>95</b>	48	95
<i>Modification</i>									
<i>de courbures</i>									
<i>et corrections</i>									
<i>Frontale</i>	8	50	0	47	0	70	<b>75</b>	29	100
<i>Sagittale*</i>	8	33	54	33	90	60	<b>85</b>	42	85
<i>Thoracique</i>	5	0	33	50	50	50	<b>80</b>	28	80
<i>Biomécanique*</i>	10	33	58	45	80	85	<b>90</b>	47	90
<i>Ajustabilité</i>									
<i>Sexe*</i>	2	33	58	50	100	100	<b>100</b>	48	100
<i>Poids*</i>	5	100	69	92	100	100	<b>60</b>	85	100
<i>Largeur*</i>	5	63	64	67	75	60	<b>75</b>	65	75
<i>Imagerie</i>									
<i>R-transparence*</i>	8	93	98	100	90	100	<b>90</b>	97	90
<i>Ajustement*</i>	3	83	100	100	100	100	<b>100</b>	95	100
<i>Accès*</i>	7	78	60	68	75	65	<b>65</b>	68	75
<i>Score Total</i>	100	70	44	70	54	82	<b>87</b>	60	92
<i>Score DV</i>	58	64	74	72	89	84	<b>85</b>	73	90

Tableau 26: Évaluation du SMCR par rapport aux systèmes de positionnements des trois catégories avec et sans les limites imposées dans le cadre de ce projet

La dernière colonne du tableau présente les résultats attendus d'un SMCR'' amélioré, ne tenant pas compte de ces restrictions. Comme le MFPF original, il serait conçu pour supporter l'intégralité des sujets chirurgicaux et le CR pourrait être placé à tout niveau de la colonne vertébrale. Ce SMCR'' obtient les deux Scores les plus élevés (92 et 90) avec des cotes supérieures ou égales à 75% pour tous les critères et rencontre les critères déterminés à la section 1.3.4 pour une table d'opération adéquate.

## 6.2.2 Efficacité de la manipulation dans le plan frontal

Les figures 56 et 57 suivantes montrent la comparaison des mouvements effectués dans le plan frontal pendant les tests I et II, étudiant respectivement les effets sur les courbures frontales de la

colonne des caractéristiques intrinsèques au sujet et du niveau d'inflexion lors de la manipulation frontale par le SMCR par rapport aux données recueillies par Descrimes (1995) lors de l'inflexion latérale volontaire de sujets dans la position debout.

Lors de la manipulation par le système, on constate, tel que rapporté dans la littérature, une augmentation progressive des angles intervertébraux le long de la colonne pour atteindre un maximum au niveau de la jonction lombo-sacrée (L4-5 dans le cas de Descrimes).

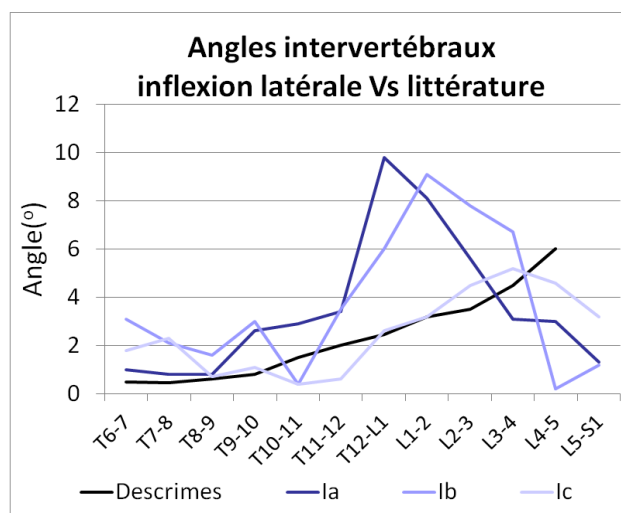


Figure 54: Comparaison de la cunéiformisation des disques intervertébraux lors du test d'inflexion latérale par rapport à la littérature

Lors de l'inflexion latérale volontaire du test I, on constate (fig. 56) des angles intervertébraux faibles ( $1.6^{\circ}$  en moyenne) au niveau thoracique (T6-11) une augmentation importante des angles intervertébraux induits au niveau thoraco-lombaire (moyenne de  $5.3^{\circ}$  aux niveaux T11-L4 avec un maximum  $10^{\circ}$ ) suivie d'une diminution considérable au niveau de la jonction lombo-sacrée (moyenne de  $2.3$  à L4-S1). Cela constitue une divergence considérable par rapport aux résultats des Descrimes (1995) où la région lombo-sacrée voyait la plus grande modification de courbure lors de l'inflexion latérale. Les résultats des tests n'ont pas permis de déterminer la cause de ces différences cependant on pourrait mettre en cause de potentielles divergences dans les instructions reçues par les sujets dans l'application de ce mouvement. De plus, dans son étude Descrimes limitait le mouvement du bassin par rapport aux membres inférieurs alors qu'ici, le mouvement n'est pas contraint à ce niveau. Il est donc possible que cette portion de l'inflexion latérale totale est reprise par la rotation à l'articulation coxo-fémorale, celle-ci étant beaucoup plus mobile. Ce niveau n'était pas visible dans les radiographies, il n'a pas été possible de vérifier cette hypothèse.



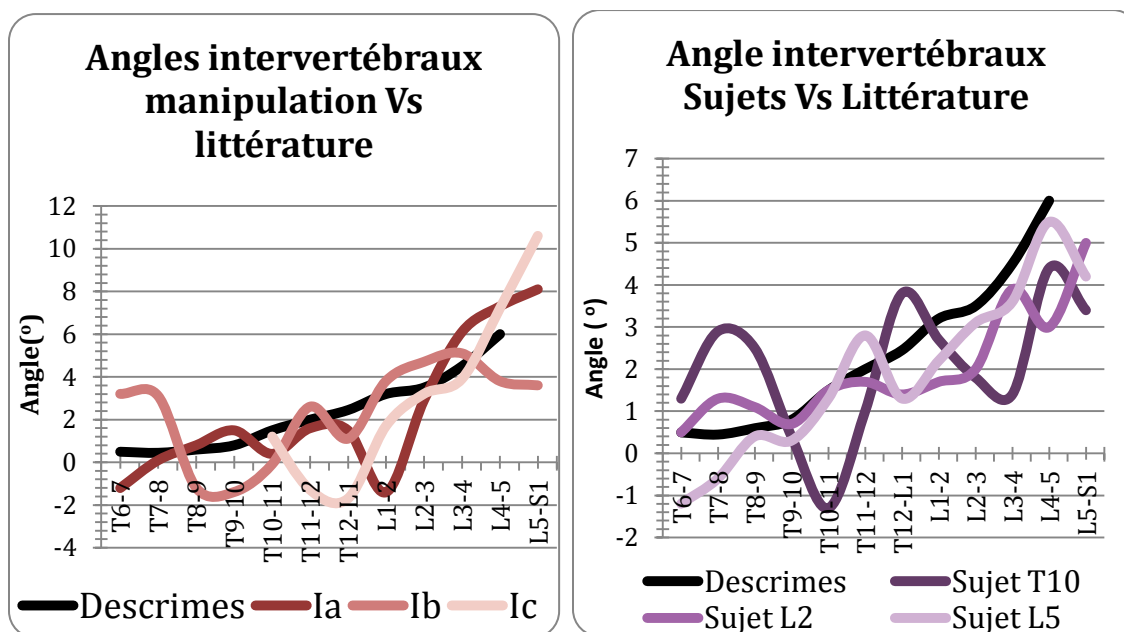


Figure 55 : Comparaison de la cunéiformisation des disques intervertébraux lors des tests I (à droite) et II (à gauche) par rapport à la littérature

Par contre, lorsque le sujet est positionné sur le système en DL, le support du bassin positionné à ce niveau agit comme un fulcrum lors de la manipulation et force le mouvement dans la région thoracolombaire – lombaire, un moment moins important, est alors appliqué au niveau de l'articulation de la hanche qui, elle, est supportée par le coussin des cuisses. Ainsi, les courbures obtenues lors de la manipulation se rapprochent plus des résultats de Describes tel qu'on peut le constater à la figure 57.

D'autre part, en effectuant une flexion de  $60^\circ$  des membres inférieurs combinée à un déplacement latéral des jambes et du tronc de  $5.5''$  du côté de la convexité de la courbure de sujets scoliotiques sur le MFPP (fig. 58), l'angle de Cobb des courbures thoraciques principales des sujets scoliotiques de Driscoll et al. a diminué en moyenne de  $13^\circ$  (Driscoll, 2010). Par fulcrum bending (section 1.1.2.3) en plaçant le fulcrum au niveau de la cote correspondant à l'apex de la courbure frontale thoracique, Hay a pu cependant obtenir une diminution moyenne de  $31^\circ$  (Hay, 2008). En utilisant la technique dite push-prone, Vedantam a obtenu une diminution moyenne de l'angle de Cobb frontal de  $26^\circ$  (Vedantam, 2000)

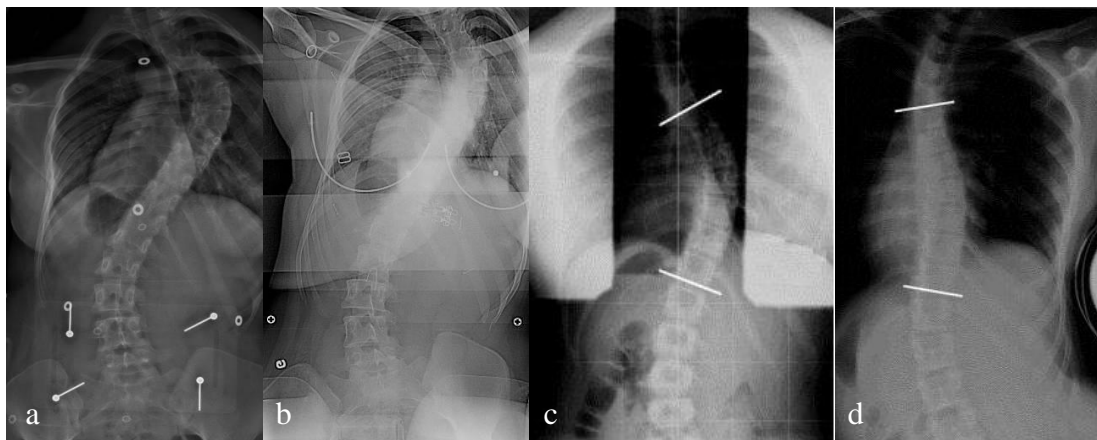


Figure 56: Effets des manipulations frontales en DV ((Driscoll, 2010) a : radiographie debout et b : en DV avec déplacement latéral des membres inférieurs et du tronc) et du fulcrum bending ((Hay, 2008) c : Radiographie debout et d : en DL sur le fulcrum) sur les courbures frontales de la colonne

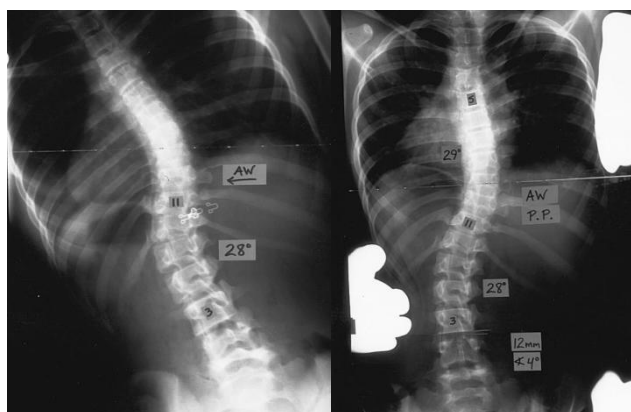


Figure 57: Effets du push-prone ((Vedantam, 2000) e : radiographie debout et f : en push-prone) sur les courbures frontales de la colonne vertébrales.

Avec une modification moyenne de  $28^{\circ}$ , les résultats de la manipulation frontale de cette étude montrent l'importance de l'effet de la gravité et d'un point d'appui sur les modifications de courbures, quoique, pour les longues durées des chirurgies de la colonne vertébrale il a été décidé de conserver un support de chaque côté du coussin au niveau de l'inflexion, alors que lors du fulcrum bending la taille du fulcrum doit être suffisante pour soulever l'épaule ou le bassin du patient de la table pour que la force passive d'inflexion appliquée au niveau de la courbure soit maximale. Ainsi, il est envisagé qu'en imposant un angle d'inflexion supérieur à  $40^{\circ}$  des modifications plus importantes des courbures frontales pourront être obtenues.



*Figure 58: Comparaison du fulcrum bending ((Cheung, 1997) à gauche) et de la manipulation frontale (à droite)*

De plus contrairement au mouvement d'inflexion latérale les manipulations effectuées par Driscoll, Vedantam et Hay ont, comme c'est le cas de la manipulation frontale ici étudiée une action localisée. Ces manipulations avaient pour but principal de diminuer les courbures thoraciques principales et leur effet est concentré à ce niveau. L'effet local des courbures induites par la manipulation, constaté à la section 5.2 suggère que le système serait plus utile pour des interventions locales que, par exemple, dans le cas d'une correction de courbures qui nécessiterait l'instrumentation d'une grande partie de la colonne. Pour que le système soit efficace pour un plus grand nombre de cas, encore faudrait-il qu'en modifiant la position du CR, on soit capable de déplacer l'apex de la courbure à n'importe quel niveau de la colonne. La similitude de notre manipulation avec le fulcrum bending (fig. 60) suggère des résultats intéressants au niveau thoracique.

### **6.2.3 Fiabilité du modèle**

La forme des courbures vertébrales frontales induites lors du positionnement et des manipulations a été prédite par le modèle dans la mesure où la flexibilité des sujets, qui influence ces formes, n'a pas été prise en compte (section 5.3) mais les résultats en termes d'angles des courbures induites et de cunéiformisation des disques intervertébraux sont significativement plus élevés que ceux retrouvés lors des tests.

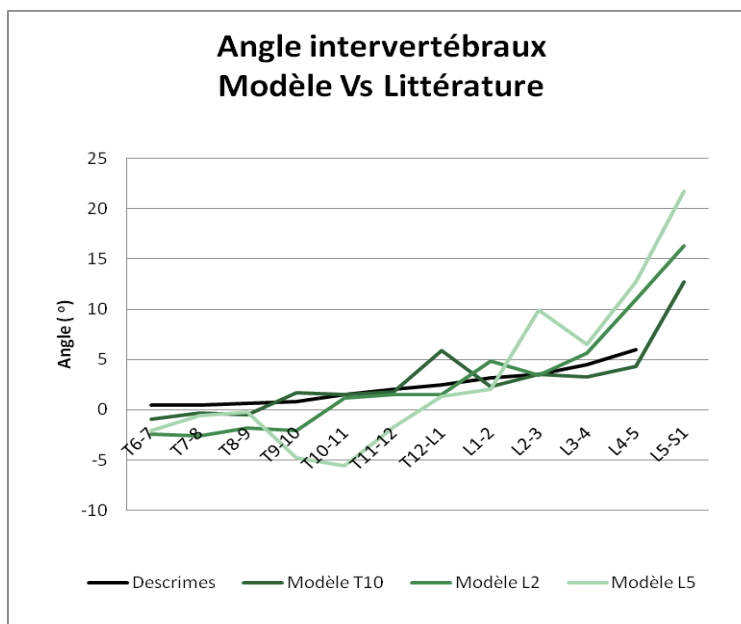


Figure 59: Comparaison de la cunéiformisation des disques intervertébraux lors des simulations du test II par rapport à la littérature

En effet, on constate à la figure 61 que lors des simulations, les angles mesurés sont supérieurs à ceux rapportés dans la littérature dans la région thoracique (angles positifs) et qu'au niveau lombaire (angles négatifs), la cunéiformisation est plus importante que celle retrouvée par Describes. Cette tendance s'accroît plus la rotation imposée est caudale et lorsque le centre de rotation est à la jonction lombosacrée, on obtient une courbure contralatérale sur toute la colonne thoracique avec un angle élevé ( $22^\circ$ ) au joint lombosacré. La forme des courbures induites lors de la manipulation est celle retrouvée chez le sujet Ic, le plus rigide du test I (celui ayant le plus petit angle induit par l'inflexion latérale volontaire) le sujet Ib, qui semblait plus flexible au niveau thoracique, présente une différence plus importante à ce niveau. Il est également possible que la courbure au niveau thoracique proximal obtenu chez le sujet Ib soit due à la position du support de la tête. N'ayant pas personnalisé la flexibilité du modèle aucune conclusion ne peut être tirée ce sujet. Lien entre la courbure proximale et la position de la tête

Les différences d'angles intervertébraux dépassant la limite fixée de  $6^\circ$  au niveau lombosacré (section 5.4), on peut en conclure que le modèle ne représente pas adéquatement le comportement de la colonne vertébrale lors du positionnement en DL.

Il a été démontré (Buscher, 2009) que les disques intervertébraux ont des propriétés mécaniques différentes en flexion et en torsion selon le niveau qu'ils occupent dans la colonne. Cependant,

ces variations de propriétés mécaniques n'ont pas été prises en compte dans l'élaboration du modèle utilisé. Les divergences dans les valeurs obtenues lors des simulations par rapport aux résultats des tests qu'ils simulent sont donc imputables en partie au manque de différenciation des disques intervertébraux par rapport au niveau de la colonne. L'absence des muscles du tronc dans le modèle est également responsable d'une partie des différences trouvées entre les résultats simulés et mesurés. En effet, même passifs, ceux-ci confèrent une rigidité au tronc. C'est pourquoi des études ont montré que l'anesthésie augmentait significativement les corrections de courbures d'un sujet couché en DV (*Large, 1991*).

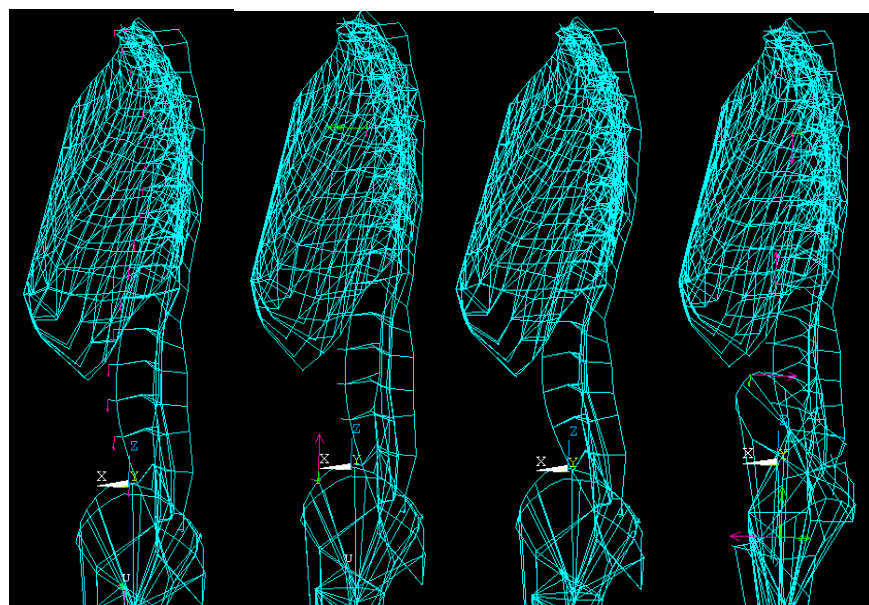


Figure 60: A : Modèle initial, B et C: Après les deux étapes du positionnement en décubitus latéral et D : En inflexion latérale de  $40^{\circ}$ .

Un autre constat (illustré à la figure 62) est que dans le modèle, le positionnement et les manipulations effectuées modifient les courbures sagittales. En effet, plusieurs études (*Descrimes, 1995*), (*Sizer, 2007*), (*Beuerlein, 2003*) ont rapporté des couplages en rotation axiale et en inflexion latérale associés à ces mouvements. La figure 62 montre les modifications des courbures sagittales de la colonne vertébrale à chaque étape de la simulation. Pourtant, à l'étape de l'inflexion latérale, diverses structures sont contraintes dans l'axe x afin de maintenir le mouvement dans le plan sagittal ce qui influence les résultats obtenus.

De plus, plusieurs simplifications faites lors des simulations peuvent contribuer à diminuer la fiabilité du modèle :

- Lors du positionnement en décubitus latéral, une partie du poids repose sur l'épaule, ce qui n'a pas été représenté dans le modèle. Il est anticipé que la modélisation de ce phénomène modifiera les courbures frontales au niveau proximal thoracique et diminuera légèrement les courbures induites au niveau thoracolombaire.
- Lors de la simulation de l'inflexion sur le système, la rotation des membres inférieurs autour du centre de rotation a été représentée en imposant une orientation aux membres inférieurs en contraignant en déplacement la vertèbre située au niveau du centre de rotation. Le véritable centre de rotation du mouvement n'est donc pas connu.
- Le centre de rotation est simulé au centre de la vertèbre alors que sa position en hauteur est fixe sur le système, sa position par rapport à l'axe latéral du sujet dépend donc de la morphologie de celui-ci

### **6.3 Limites de l'expérimentation**

Les conditions dans lesquelles les tests ont été conduits présentaient également certaines limites. L'expérimentation a été réalisée avec un nombre réduit de sujets (5 sujets). Le comportement observé est celui de colonnes vertébrales asymptomatiques positionnées dans un contexte expérimental et non pas sous l'effet de l'anesthésie et de la résection chirurgicale. Il est envisagé que les effets de la nouvelle table, particulièrement les modifications de courbure lors du positionnement en décubitus latéral ainsi que la cunéiformisation des disques intervertébraux apicaux et les modifications de courbures au niveau supporté par le support du bassin lors de la manipulation dans le plan frontal seront plus importants sur des patients anesthésiés, comme le démontrent les études sur la réduction spontanée de la scoliose pour les patients sous anesthésie générale en décubitus ventral (*Lee, 2010*), (*Delorme, 2000*) et comme le suggèrent les modifications de courbures variant avec la flexibilité des sujets lors de la manipulation dans le plan frontal du test I.

Les angles de Cobb induits chez les sujets expérimentaux lors de la manipulation sont de beaucoup inférieurs à l'angle de 40° imposé. Il faut garder en tête que cet angle est appliqué au support des cuisses par rapport à l'horizontale. Les radiographies ne permettent pas de visualiser l'articulation coxo-fémorale et l'angle induit à ce niveau; aussi, il y a des raisons de croire que, tel que documenté par Canet lors des manipulations dans le plan sagittal en DV, il y ait des divergences entre la rotation des membres inférieurs et celle de leur support.

De plus, aucune des méthodes utilisées en chirurgies pour maintenir le patient en place, appuyé sur le sacrum et le pubis, matelas de sable moulant à l'avant et l'arrière du patient, ruban adhésif allant d'un côté à l'autre de la table au niveau des épaules et du bassin, etc., n'ont été prises en compte, que ce soit lors des simulations ou lors des tests sur sujets. Ces mesures introduisent certaines contraintes qui limitent le mouvement dans le plan sagittal et permettent un meilleur contrôle des mouvements dans le plan frontal lors de la manipulation. La connaissance de leur impact sur les modifications de courbures de la colonne pourrait être utile dans le choix de la méthode à utiliser en chirurgie pour un cas précis ou inclure ces restrictions dans une éventuelle simulation chirurgicale préopératoire.

## **6.4 Réponses aux hypothèses**

La cunéiformisation des disques apicaux lors de la manipulation sont en général supérieures lors de ce mouvement que lors de l'inflexion latérale mais avec une différence non significative. L'hypothèse I est vérifiée. Cependant, les courbures induites étant fortement localisées cela ne sera vraiment profitable que si en modifiant la position du CR le long de la colonne il est possible de contrôler la position de l'apex de la courbure ainsi créée et ceci à tous les niveaux de la colonne de T1 à S1.

Le SMCR est plus confortable que le MFPP en DV particulièrement lors des manipulations en flexion des membres inférieurs. Le mouvement des cuisses est rapproché de celui de leur support ce qui permet de diminuer le cisaillement des tissus mous et diminuer ainsi les complications associées. Au niveau des jambes le mouvement relatif augmente mais est compensé par les rouleaux du support qui permettent de faire tourner les coussins et d'ainsi réduire la friction. L'hypothèse 2 est donc vérifiée. Cependant une meilleure compréhension de la cinématique de la

ceinture pelvienne dans le plan sagittal permettra de rapprocher encore plus la biomécanique du système de celle du corps humain, minimisant ainsi les complications associées au cisaillement des tissus mous durant la chirurgie.

L'étude réalisée a permis de mettre le doigt sur plusieurs lacunes du modèle développé, à savoir : une rigidité insuffisante des tissus mous, l'absence des différentiations le long de la colonne des propriétés mécaniques des disques intervertébraux, l'absence des muscles du tronc, etc. Dans son état actuel, le modèle ne permet de prédire que l'allure générale de la colonne lors du positionnement simulé (section 5.4). L'hypothèse 3 n'a pas été vérifiée de façon satisfaisante.



## CONCLUSION

Le projet consistait à adapter un système de positionnement pour les chirurgies de la colonne vertébrale par abord antérieur et combiné impliquant le positionnement en DV et / ou DL et à étudier le positionnement en décubitus latéral et les manipulations par ce système dans ces positions. Deux outils ont été développés à cet effet :

- Le SMCR, qui permet une position confortable et adaptée à une plage importante des patients chirurgicaux lors d'interventions par abord antérieur dans la position en décubitus latéral. Il permet également de passer aisément de cette position à la position en décubitus ventral utilisée dans les chirurgies traditionnelles par abord postérieur. Dans les deux positions, il est possible d'effectuer des manipulations afin de modifier les courbures de la colonne vertébrale et le passage d'une position à l'autre est relativement simple pour le personnel de la salle d'opération.
- Le modèle par éléments finis, qui personnalisé à la géométrie d'un sujet particulier, représente les principaux tissus musculo-squelettiques et ligamentaires du tronc et des membres inférieurs et permet de simuler l'effet du positionnement en décubitus latéral et des manipulations dans le plan frontal.

Les tests réalisés ainsi que l'étude par éléments finis ont permis d'acquérir une meilleure compréhension de la biomécanique du positionnement en décubitus latéral pour des chirurgies du rachis. Par exemple, dans la position en décubitus latéral sur une surface plane, on observe une rotation du bassin et des épaules dans le plan frontal, ce qui cause une déformation de type scoliotique de la colonne vertébrale saine. Aussi, la forme adoptée par la colonne vertébrale dans le plan frontal lors de manipulations semblables à celles pratiquées dans cette étude est variable et dépend principalement de la position du centre de rotation du leg-positionner et de la flexibilité du sujet.

Malgré les améliorations apportées au système de positionnement des membres inférieurs, le mouvement du dos ne diminue que de 33% et si l'intervalle d'angle de la cuisse par rapport à son

support diminue de 60%, celui des jambes augmente de 20%. Par contre, l'étude a permis d'améliorer notre connaissance de la cinématique des membres inférieurs lors des mouvements en flexion et extension et a amené des pistes pour le développement d'un système adapté à la biomécanique particulière de la ceinture pelvienne dans le plan sagittal.

L'inflexion latérale induite par le SMCR en décubitus latéral permet de modifier significativement les courbures frontales de la colonne vertébrale, comme en particulier de créer une cunéiformisation discale de  $4.7^\circ$  à  $10.6^\circ$  autour du disque apical. Les modifications de courbures frontales obtenues variaient entre 60% et 81% et la cunéiformisation des disques apicaux de la manipulation entre 76 et 623 % des valeurs obtenues lors du test d'inflexion latérale.

Le modèle numérique a permis de prédire l'allure générale des courbures frontales lors du positionnement et des manipulations par le système. Cependant, les valeurs prédites des modifications de courbures sont systématiquement plus élevées, particulièrement lors du positionnement du sujet où on a obtenu des différences allant jusqu'à  $24^\circ$ , ce qui dépasse la limite acceptable, fixée dans les hypothèses du présent projet. Dans son état actuel, ce modèle se veut donc utile pour l'évaluation relative des paramètres du système de positionnement, plutôt que la prédiction exacte des valeurs de chaque indice géométrique.

## **6.5 Perspectives futures**

Suite aux tests et analyses réalisés, plusieurs recommandations peuvent être faites pour améliorer le comportement du modèle et le design du système et plusieurs pistes peuvent être envisagées dans la poursuite de cette étude

### **6.5.1 Développement futur du système**

La suite du projet nécessitera d'apporter certaines modifications du design du SMCR afin de corriger ses lacunes, développer ses fonctions ainsi qu'apporter des améliorations permettant de faciliter son utilisation. Pour ce, les prochaines étapes pour la suite de ce projet seraient de :

- Revoir la cinématique du leg positionner pour les manipulations dans le plan sagittal tout en minimisant l'encombrement au-dessus du cadre afin de faciliter le positionnement et le

retournement des sujets sur le système. Pour ce faire, il serait intéressant d'étudier plus en profondeur la cinématique des mouvements des membres inférieurs. Il pourrait être envisagé de développer un Leg Positionner à centre de rotation mobile qui suivrait le centre de rotation instantané des membres inférieurs lors des mouvements dans le plan sagittal.

- Augmenter l'adaptabilité des diverses composantes du système pour agrandir la plage de sujets visés. Pour ce faire, il serait utile de permettre un ajustement en largeur des composantes de support et modifier les attaches des supports des bras et de la tête.
- Aggrandir le champ d'utilisation du système en l'adaptant aux cas thoraciques proximaux et cervicaux, donc permettre le déplacement du centre de rotation dans ces régions ou en ajouter un second.

### **6.5.2 Raffinement et évolution du modèle**

Les prochaines étapes pour amener le modèle à un niveau adéquat lors de la simulation du positionnement et de la manipulation frontale consisteraient à:

- Ajouter les muscles du tronc et modifier les conditions limites pour prendre en compte les couplages (rotation axiale, flexion/extension) qui interviennent dans un mouvement d'inflexion latérale. Cela serait utile pour simuler l'utilisation du système avec des sujets éveillés tel que réalisé le cadre de nos tests mais il y a lieu de penser que la présence de ces muscles éloignerait le comportement du modèle de celui de patients anesthésiés lors de chirurgies

- Évaluer le comportement du modèle dans les autres plans lors des manipulations dans le plan frontal pour déterminer si les conditions limites imposées dans les plans sagittal et transverse reflètent les couplages retrouvés dans la colonne lors des manœuvres effectuées
- Permettre une personnalisation de la flexibilité et d'autres caractéristiques anthropométriques en paramétrant ces valeurs dans le modèle.
- Faire des simulations personnalisées sur des sujets scoliotiques ou atteints d'une autre pathologie de la colonne vertébrale dont le traitement implique une modification des courbures pour évaluer l'efficacité du modèle ainsi amélioré.
- Modéliser les différentes techniques de stabilisation des patients en chirurgie.

### **6.5.3 Expérimentations futures**

Afin de permettre une meilleure connaissance du potentiel d'un tel système, une prochaine étape expérimentale serait de réaliser des tests avec une cohorte de sujets plus extensive et avec des sujets pathologiques. La pression à l'interface entre le sujet et le système doit être étudiée lors des manipulations dans le plan frontal pour s'assurer qu'elles ne sont pas trop élevées, particulièrement au niveau du support du bassin, ce niveau étant surélevé par rapport aux autres supports et recevant ainsi une importante proportion du poids du corps du sujet.

L'analyse de la cunéiformisation des disques intervertébraux apicaux (section 5.2) donne à penser que la manipulation pourrait être moins avantageuse à certaines régions de la colonne que dans d'autres, une étape importante de la suite de cette étude sera donc d'effectuer des tests en faisant varier le centre de rotation dans la région thoracique principale afin d'étudier dans quelle mesure il est possible de contrôler la position de l'apex des courbures induites lors de la manipulation sur un tel système. Il serait intéressant également de visualiser le comportement de la ceinture pelvienne lors de la manipulation frontale pour évaluer la proportion de l'inflexion totale reprise au niveau de l'articulation coxo-fémorale et ainsi en déduire l'importance du cisaillement des tissus mous au niveau de la cuisse lors des manipulations.

Une fois le système développé, des tests représentant plus adéquatement l'environnement chirurgical, avec les méthodes de maintien du patient précédemment discutées (voire section 6.3) et sous les effets de l'anesthésie et de la résection chirurgicale permettront de compléter l'étude du positionnement chirurgical amorcée dans ce projet.

Le SMCR développé dans le cadre de ce projet permet le contrôle de la position du tronc et des membres inférieurs lors des diverses étapes de la chirurgie. Il permet le positionnement de sujets dans les positions en décubitus latéral et ventral, le retournement aisé d'une position à l'autre, des manipulations des courbures rachidiennes frontales et sagittales ainsi que l'acquisition adéquate de radiographies de la colonne vertébrale complète. Les effets de son utilisation ont été documentés et analysés de façon numérique à l'aide d'un modèle par éléments finis ainsi qu'avec une expérimentation sur des sujets asymptomatiques.

Cette étude a permis de démontrer l'intérêt de développer un système de positionnement avec des composantes et fonctionnalités spécifiques au positionnement désiré. La simulation du positionnement devrait être incluse dans les simulateurs de chirurgies du rachis afin d'en déterminer les effets en combinaison avec ceux des autres manipulations chirurgicales et ainsi déterminer le positionnement idéal pour un patient spécifique lors de la chirurgie.

## RÉFÉRENCES

1. Adams MA, Dolan P. Spine Biomechanics. J Biomech 2005; 38 (10): 1972 – 83.
2. Barash P.G., Cullen B.F., Stoelting R.K., Cahalan M. Clinical Anesthesia. Lippincott, Williams & Wilkins, 6th edition, 2009
3. Beauséjour M, Aubin CE, Feldman AG, Labelle H. Simulation of lateral bending tests using a musculoskeletal model of the trunk. Ann Chir. 1999; 53 (8): 742 – 50.
4. Benfanti PL, Geissele AE. The effect of intraoperative hip position on maintenance of lumbar lordosis: a radiographic study of anesthetized patients and unanesthetized volunteers on the Wilson frame. Spine 1997; 22 (19) : 2299 – 303.
5. Beuerlein MJ, Raso VJ, Hill DL, Moreau MJ, Mahood JK. Changes in Alignment of the Scoliotic Spine in Response to Lateral Bending. Spine 2003; 28 (7): 693 – 8.
6. Bogduk N., Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum. Churchill Livingstone, 4ième édition. 2005
7. Boos N. Spinal Disorders: Fundamentals of Diagnosis and Treatment. Springer ; 1ère édition. 2008
8. Borenstein D.G., Wiesel S.W., Boden S. D., Low back and neck pain: comprehensive diagnosis and management. Saunders; 3ième édition 2004.
9. Brodhurst B.E., Curvatures of the spine: their causes, symptoms, pathology and treatment; 2ième édition, Churchill, 1864.

10. Busscher I, van der Veen AJ, van Dieen JH, Kingma I, Verkerke GJ, Veldhuizen AG. In Vitro Biomechanical Characteristics of the Spine: A comparison Between Human and Porcine Spinal Segments. *Spine* 2010; 35 (2): E35 - 42
11. Busscher I, van Dieen JH, Kingma I, van der Veen AJ, Verkerke GJ, Veldhuizen AG. Biomechanical Characteristics of Different Regions of the Human Spine. *Spine* 2009; 26 (26): 2858 – 64.
12. Canet F. “Conception et évaluation d’un système de positionnement pour chirurgies du rachis” M.Sc.A. École Polytechnique de Montréal, Qc. Canada. 2008
13. Cheung KMC, Luk KDK. Prediction of Correction of Scoliosis with Use of the Fulcrum Bending Radiograph. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79 (5): 1144 – 50.
14. Debanné P, Pazos V, Labelle H, Cheriet F. Evaluation of reducibility of trunk asymmetry in lateral bending. *Stud Health Technol Inform.* 2010; 158: 72 – 7.
15. Delorme S, Labelle H, Poitras B, Rivard CH, Coillard C, Dansereau J. Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord.* 2000; 13 (2): 93 – 101.
16. Delorme S, Petit Y, de Guise J A, Labelle H, Aubin C-É, Dansereau J, Assessment of the 3-D Reconstruction and High-Resolution Geometrical Modeling of the Human Skeletal Trunk From 2-D Radiographic Images. *IEEE Transactions on biomedical engineering* 2003; 50 (8) : 989 - 98

17. Describes JL. “Modélisation par éléments finis du rachis thoracolombaire pour l’étude des déformations scoliotiques. Évaluation du modèle à l’aide de mesures in vivo.” Ph. D. École Polytechnique de Montréal, Qc. Canada. Décembre 1995
18. Driscoll C, “Patient positioning for surgeries of the spine: how does it impact spinal geometry and how can it be exploited to improve surgical procedures.” Ph. D. École Polytechnique de Montréal, Qc. Canada. Décembre 2010
19. Driscoll C, Aubin CE, Labelle H, Dansereau J. The Relationship Between Hip Flexion/Extension and the Sagittal Curves of the Spine. *Stud Health Technol Inform.* 2008; 140: 90 – 5.
20. Driscoll CR, Aubin C-E, Canet F, Dansereau J, Labelle H. The Impact of Intra-Operative Sternum Vertical Displacement on the Sagittal Curves of the Spine. *Eur Spine J* 2010; 19 (3): 421 – 6.
21. Driscoll CR, Aubin CE, Canet F, Labelle H, Dansereau J. Impact of Prone Surgical Positioning on the Scoliotic Spine. *J Spinal Disord Tech.* 2011 Mar 16. (Epub ahead of print).
22. Duke K, Aubin CE, Dansereau J, Koller A, Labelle H. Dynamic positioning of scoliotic patients during spine instrumentation surgery. *J Spinal Disord Tech.* 2009; 22 (3): 190 - 6.
23. Duke K, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Computer simulation for the optimization of patient positioning in spinal deformity instrumentation surgery. *Med Biol Eng Comput.* 2008; 46 (1): 33 – 41.
24. Frymoyer, J.W., Wiesel, S.W.: *The adult and pediatric spine.* 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 2 vol.



25. Gardner-Morse MG, Stokes IAF. Structural Behavior of Human Lumbar Spinal Motion Segments. *J biomech* 2004; 37 (2): 205 – 12.
26. Gray HH., *Gray's Anatomy* 15ième édition. Crown Publisher. 1901.
27. Grivas T.B., *Conservative Scoliosis Treatment*. IOS Press ; 1ère édition 2008.
28. Hamill J., Knutzen K. *Biomechanical basis of human movement*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins, 2009. 3rd edition.
29. Hay D, Izatt MT, Adam CJ, Labrom RD, Askin GN. The use of fulcrum bending radiographs in anterior thoracic scoliosis correction: a consecutive series of 90 patients. *Spine* April 2008 33 (9): 999 – 1005.
30. Hensinger R.N., *Standards in Pediatric Orthopedics*, RAVEN Press Books 1986
31. Hoshowsky VM. *Surgical Positioning*. *Orthop Nurs* 1998; 17 (5): 55 – 65.
32. Stambough J.F., Dolan D., Werner R., Godfrey E. Ophthalmologic Complications Associated With Prone Positioning in Spine Surgery *JAAOS* March 2007 15 (3): 156-165
33. Jones AC, Wilcox RK. Finite Element Analysis of the Spine: Towards a Framework of verification, Validation and Sensitivity Analysis. *Med Eng Phys* 2008; 30 (10): 1287 – 304.
34. Klepps SJ., Lenke LG, Bridwell KH, Bassett GS, Whorton J. Prospective Comparison of Flexibility Radiographs in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 2001; 26 (5): E77-9.
35. Krettek C., Aschemann D.: *Positioning techniques in surgical applications*. Springer Science, 1st ed. Germany, 2006.

36. Lafon Y, Lafage V, Steib J-P, Dubousset J, Skali W. In Vivo Distribution of Spinal Intervertebral Stiffness Based on Clinical Flexibility Tests. *Spine* 2010; 35 (2): 186 – 93.
37. Lalonde NM, Villemure I, Pannetier R, Parent S, Aubin CE. Biomechanical modeling of the lateral decubitus posture during corrective scoliosis surgery. *Clin Biomech.* 2010; 25 (6): 510 – 6.
38. Lamarre ME, Parent S, Labelle H, Aubin CE, Joncas J, Cabral A, Petit Y. Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis : suspension versus side-bending radiography. *Spine* 2009 15 ; 34 (6) : 591 – 7.
39. Large DF, Doig WG, Dickens DR, Torode IP, Cole WG. Surgical treatment of double major scoliosis - Improvement of the lumbar curve after fusion of the thoracic curve. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Jan; 73(1):121-4.
40. Lee RYW, Wong TKT. Relationship Between The movements of the Lumbar Spine and Hip. *Hum Mov Sc* 2002; 21 (4): 481 – 94.
41. Lee, C.S., Hwang, C.J., Lee, S.-W, Chung, J.H., Ahn, Y.-J., Kim, Y.-T., Lee, D.-H., Lee, M.Y. Changes of Deformity due to the Position and Anesthesia in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Spinal Disord Tech.* 2010 Aug; 23(6):377-82.
42. Little JP, Adam CJ. The Effect of Soft Tissue Properties on Spinal Flexibility in Scoliosis: Biomechanical Simulation of Fulcrum Bending. *Spine* 2009: 34 (2): E76 – 82.
43. Mac-Thiong J-M., The effect of the Relton-Hall operative frame on trunk deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2002 ; 11 (6) : 556 – 560.

44. Maruyama T, Takeshita K. Surgical Treatment of Scoliosis: a Review of Techniques Currently Applied. *Scoliosis* 2008; 18: 3 – 6.
45. Motmans R., Ceriez E. Ergonomics RC, Mesures corporelles de la population belge. Louvain Belgique, 2005
46. Neuwirth M., Osborn K., The scoliosis sourcebook. McGraw-Hill ; 1ère édition, 2001.
47. Oxland T, Lin R-M, Panjabi MM. Three-Dimensional Mechanical Properties of the Thoracolumbar Junction. *J Orth Res* 1992 10 (4): 573 – 80.
48. Panjabi MM, Brand RA, White AA. Mechanical Properties of the Human Thoracic Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves. *J Bones Joint Surg* 1976; 58 (5): 642 – 52.
49. Panjabi MM, Brand RA, White AA. Three-Dimensional Flexibility and Stiffness Properties of the Human Spine. *J biomech* 1976; 9 (4): 185 – 92.
50. Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Cristo JJ. Mechanical Behavior of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Load-Displacement Curves. *J Bone Joint Surg Am.* 1994; 76 (3): 413 – 24.
51. Pannetier R. “Modélisation biomécanique de la position per-opératoire en décubitus latéral du rachis scoliotique.” M.Sc.A. École Polytechnique de Montréal, Qc. Canada. Septembre 2008
52. Petit Y, Aubin C-E, Labelle H. Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multi-Body Model of the Scoliotic Spine. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42 (1): 55 – 60.

53. Pheasant S., Haslegrave C.M. Bodyspace: anthropometry, ergonomics, and the design of work. CRC Press, 2005.
54. Postacchini F., Lumbar Disc Herniation. Springer ; 1ère édition 1999.
55. Relton JE, Hall JE. An operation frame for spinal fusion. A new apparatus designed to reduce haemorrhage during operation. J Bone Joint Surg Br. 1967 ; 49(2) : 327 – 32.
56. Schonauer C, Bocchetti A, Barbagallo G, Albanese V, Moraci A. Positioning on Surgical Table Eur Spine J 2004; 13 (Suppl. 1): S50 – 5.
57. Servant C., Purkiss S., Hughes J. Positioning Patients for Surgery. Cambridge University Press ; 1ère édition 2009.
58. Skyrme A.D., Common spinal disorders explained. Remedica, 1ère édition. 2005.
59. Spry C. Essentials of perioperative nursing, Volume 1. Jones & Bartlett Learning, 3rd édition 2005
60. Stephens GC, Yoo JU, Wilbur G. Comparison of lumbar sagittal alignment produced by different operative positions. Spine 1996 ; 21(15) :1802-6.
61. Sucato DJ, Elerson E. A comparison between the prone and lateral position for performing a thoracoscopic anterior release and fusion for pediatric spinal deformity. Spine 2003 15; 28 (18): 2176 – 80.
62. Vaccaro A.R., Albert T.J. Spine Surgery: Tricks of the Trade. Thieme Medical Publishers Inc; 2nd édition 2009

63. Vanneuville G, Poumarat G, Terver S, Guillot M, Garcier JM, Landais M, Ferry B. Kinematics of the pelvic girdle and the thoracic and lumbar segments in the course of the lateral inclinations and rotations of the spine. *Morphologie*. 1997; 81 (254) : 19 – 23.
64. Watkins R IV, Watkins R III, Williams L, Ahlbrand S, Garcia R, Karamanian A, Sharp L, Vo C, Hedman T. Stability Provided by the Sternum and Rib Cage in the Thoracic Spine. *Spine* 2005; 30 (11): 1283 – 6.
65. Wu JSS, Chen JH. Clarification of the Mechanical Behavior of Spinal Motion Segments Through a Three- Dimensional Poroelastic Mixed Finite Element Model. *Med Eng Phys* 1996; 18 (3): 215 – 24.
66. T30 Operating Table System. Eschmann Equipment. Copyright © 2007 Eschmann Holdings Limited.  
  
[www.eschmann.co.uk/operatingtheatre/operatingtables/.../t30/.../t30brochure.pdf](http://www.eschmann.co.uk/operatingtheatre/operatingtables/.../t30/.../t30brochure.pdf)
67. Skytron UltraSlide 3600B, Advancing the Leadership in Top Slide Surgical Table Performance. [www.skytron.us/.../Tables%20and%20Accessories/3600B%20Brochure.pdf](http://www.skytron.us/.../Tables%20and%20Accessories/3600B%20Brochure.pdf)
68. Maximum Access Lateral Top [mizuhosi.com](http://mizuhosi.com)
69. Product Portfolio Trumpf Tomorrow's Technologies, Today. Innovation for patient care. [www.bioclinic.com/Catalog/Trumpf%20product-portfolio.pdf](http://www.bioclinic.com/Catalog/Trumpf%20product-portfolio.pdf)
70. Allen Spinal System. Spine Table Extension. 2007 Allen Medical Systems. Inc. [www.allenspine.com](http://www.allenspine.com)
71. SST-3000 Andrews Spinal Surgery Table.  
  
[www.worldmedicalequip.com/ProductSheetPDFs/OSI%20SST-3000%20.pdf](http://www.worldmedicalequip.com/ProductSheetPDFs/OSI%20SST-3000%20.pdf)
72. The Wilson Plus™ Radioluscent Wilson Frame, for Use in Multiple Posterior Spinal

Surgeries [www.osiosi.com](http://www.osiosi.com)

73. The Axis Jackson System Modular Table System [www.Mizuhosi.com](http://www.Mizuhosi.com)

## **ANNEXE 1 – Titre de la première annexe**

ATTENTION : Ne supprimez pas le mot annexe dans la ligne ci-dessus. Un signet a été défini pour que le numéro de page de la section Annexes de la page des matières soit mis à jour automatiquement.