



Finite element simulation of various strategies for scoliosis surgical correction

Yoann Lafon-Jalby

► To cite this version:

Yoann Lafon-Jalby. Finite element simulation of various strategies for scoliosis surgical correction. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2006. English. NNT : 2006ENAM0061 . pastel-00002151

HAL Id: pastel-00002151

<https://pastel.hal.science/pastel-00002151>

Submitted on 19 Feb 2007

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité « BioMécanique »

*présentée et soutenue publiquement
par*

Yoann LAFON-JALBY

le 7 Décembre 2006

**SIMULATION EN ELEMENTS-FINIS
DE DIFFERENTES STRATEGIES CHIRURGICALES
DE CORRECTION D'UNE SCOLIOSE**

Directeur de thèse : Wafa SKALLI

Co-directeurs de thèse : Jean DUBOUSSET, Jean-Paul STEIB

Jury :

M. François-Xavier LEPOUTRE , Professeur, LAMIH, Valenciennes	Président
M. Yohan PAYAN , Chargé de Recherche, TIMC-GMCAO, CNRS, Grenoble	Rapporteur
M. Jean-Charles LE HUEC , Professeur, Centre Hospitalier Universitaire, Bordeaux	Rapporteur
M. Christian ROUX , Professeur, LATIM, ENST de Bretagne	Examineur
M. François LAVASTE , Professeur, LBM, ENSAM, Paris	Examineur
M. Jean-Paul STEIB , Professeur, Hôpitaux Universitaires, Strasbourg	Examineur
M. Jean DUBOUSSET , Professeur, Hôpital St Vincent de Paul, Paris	Examineur
Mme. Wafa SKALLI , Professeur, LBM, ENSAM, Paris	Examineur

Laboratoire de Biomécanique, CNRS UMR 8005
ENSAM, CER de Paris

SIMULATION EN ELEMENTS FINIS DE DIFFERENTES STRATEGIES CHIRURGICALES DE CORRECTION D'UNE SCOLIOSE

La simulation numérique de correction chirurgicale de la scoliose peut apporter une aide précieuse à la planification d'une stratégie optimale pour un patient donné. Au cours des études précédentes menées au Laboratoire de Biomécanique, un premier modèle a été développé, et la faisabilité d'une telle simulation numérique personnalisée de chirurgie a été démontrée. Toutefois, l'extrême complexité et l'opérateur-dépendance de ce modèle représentent un frein à son utilisation dans un cadre clinique. L'objectif de notre travail est, d'une part, de reprendre cette modélisation afin d'en améliorer deux éléments clefs pour une future utilisation clinique : l'automatisation de la personnalisation des propriétés mécaniques, et la robustesse (stabilité numérique et opérateur-indépendance) de la simulation de chirurgie. D'autre part, la modélisation de différents cas cliniques vise à évaluer la pertinence du modèle, et à mieux comprendre les mécanismes de correction.

L'identification des propriétés mécaniques du rachis à partir de données *in vivo* (test clinique d'inclinaison latérale ou « bending »), a été automatisée en développant un algorithme d'optimisation guidée par de la connaissance *a priori*. La précision de cet outil a été évaluée sur des données *in vivo* issues des dossiers de trente patients scoliotiques. La simulation de chirurgie de correction de la scoliose a été rendue stable et opérateur-indépendante pour deux techniques différentes : par rotation de tige - instrumentation Cotrel-Dubousset ou CD - et par cintrage *in situ* ou CIS. En particulier, un algorithme spécifique définit et simule les séquences de cintrage *in situ* en accord avec l'expertise clinique. La cohérence de la simulation de chirurgie a été évaluée, tant au regard des données post-opératoires *in vivo* (issues des dossiers de vingt et dix patients scoliotiques pour les chirurgies respectives CD et CIS) que des mouvements vertébraux en per-opératoire (à partir de la littérature). Enfin, de multiples alternatives chirurgicales ont été envisagées, et différents concepts de correction ont été analysés sur le plan biomécanique.

Notre travail ouvre des perspectives concrètes vers une utilisation en clinique de l'outil de simulation numérique personnalisée de chirurgie pour aider à la compréhension des mécanismes de correction, voire à la planification du geste chirurgical.

Mots-clefs : Biomécanique, scoliose, correction chirurgicale, simulation en éléments-finis

FINITE ELEMENT SIMULATION OF VARIOUS STRATEGIES FOR SCOLIOSIS SURGICAL CORRECTION

The numerical simulation for the scoliosis surgical correction could be helpful in establishing the best surgical planning for a given patient. Previous research at the Laboratoire de Biomécanique yielded a preliminary finite-element model, and demonstrated the feasibility of a patient-specific simulation. However its extreme tediousness and its lack of self-reliance made it difficult to be used in a clinical environment. The objective of our work is to take over this finite-element model, in order: first, to improve two key-parameters, *i.e.* automation for the assessment of patient-specific mechanical properties, and robustness (numerical stability and self-reliance) for the simulation of surgery. Second, to model various clinical cases in order to evaluate the clinical relevance of the model and to better understand mechanisms of correction.

The mechanical properties identification of the spine, from *in vivo* data (clinical lateral bending test), was automated thanks to an optimization method driven by *a priori* knowledge. The precision of this tool has been estimated according to *in vivo* data from the clinical records of thirty scoliotic patients. A stable and user-free simulation was built for the scoliosis surgical correction for two different techniques: by the rod rotation - Cotrel-Dubousset (CD) instrumentation - and by *in situ* bending (CIS). In particular, a specific algorithm defines and simulates the sequences of *in situ* bendings in agreement with the clinical expertise. The biomechanical coherence of the surgery simulation was estimated, according to the post-operative *in vivo* data (from the clinical records of twenty and ten scoliotic patients operated respectively by the CD and CIS surgeries), and to the clinical literature for the per-operative surgical steps. Finally, several surgical alternatives were evaluated, and various concepts of correction were analyzed from a biomechanical point of view.

Our work on the personalized surgery simulation provides promising prospects for the future: such a clinical tool could help surgeon in understanding the mechanisms of correction, and in performing his pre-operative surgical planning.

Keywords: Biomechanic, scoliosis, surgical correction, finite element simulation

REMERCIEMENTS

Je souhaite remercier Wafa SKALLI d'avoir dirigé mon travail de recherche. Son expérience dans le domaine de la biomécanique et son regard critique m'ont aidé dans ma réflexion ; je lui suis aussi reconnaissant de la confiance qu'elle m'a témoignée tout au long de cette thèse.

Je désire remercier les Professeurs Jean DUBOUSSET et Jean-Paul STEIB, dont l'extrême compétence et la générosité humaine m'ont beaucoup appris. J'ai eu la chance de rencontrer des personnes passionnées par leur métier.

J'exprime mes plus sincères remerciements aux membres de jury qui m'ont fait l'honneur de juger mes travaux : Messieurs PAYAN et LE HUEC pour avoir assumé la tâche de rapporteurs, Monsieur LE ROUX pour avoir accepté d'être l'un des examinateurs de cette thèse, et Monsieur LEPOUTRE qui nous a fait l'honneur de présider ce jury de thèse.

Je suis très reconnaissant au Professeur François LAVASTE de m'avoir accueilli au Laboratoire de Biomécanique (LBM). Et je le remercie particulièrement, car ses travaux m'ont amené sur les chemins de la biomécanique, cette discipline qui met la mécanique au service de la compréhension du corps humain.

Je remercie vivement les personnes qui ont contribué à la réalisation de cette thèse de doctorat. Je suis particulièrement reconnaissant envers Virginie LAFAGE, pour son aide précieuse et ses suggestions qui m'ont inspiré. Et j'exprime toute ma gratitude à Sébastien LAPORTE pour sa patience et ses conseils avisés.

Mes remerciements vont bien sûr à tous les membres du Laboratoire, qui ont su m'aider à prendre de la distance vis-à-vis de mon travail, grâce à nos discussions fructueuses et par leur écoute. Merci à eux d'avoir supporté dans la bonne humeur mes frasques et mes moments de doute, eux qui sont à l'origine de petits riens qui rendent la vie belle. Merci aux Laure, à Hélène, à Sophie, à Mélanie, à Gaëlle, à Vanessa, à Sabrina, à Anthony, à Bertrand, à Vincent, à Nicolas, à Aurélien, à Ayman, à Erwan, à Xavier, à Sylvain, à Pierre, à Raphaël, à Kristof pour leur gentillesse et leurs rires. Merci à Elizabeth, à Mohamed, à Benjamin et à Cédric pour leur gentillesse, leur disponibilité et la qualité de leur travail.

Je remercie enfin mes proches pour leurs encouragements, leur patience et leur soutien tout au long de ce difficile périple !

TABLES



SOMMAIRE

TABLES.....	1
Sommaire	2
Table des figures.....	6
Table des tableaux	10
 INTRODUCTION.....	 11
Introduction	12
 CHAPITRE PREMIER : ANATOMIE.....	 15
1 Anatomie descriptive du rachis sain	17
1.1 La colonne vertébrale.....	17
1.2 Les vertèbres	18
1.3 Le bassin	18
1.4 La cage thoracique.....	19
1.5 L'articulation intervertébrale.....	19
2 Repères anatomiques.....	21
3 Le rachis scoliotique	22
3.1 Introduction	22
3.2 Les déformations rachidiennes	23
3.3 Le traitement chirurgical.....	25
3.4 Les vertèbres stratégiques [Cotrel & Dubousset 1984].....	27
3.5 Les complications post-opératoires	28
3.6 Conclusion.....	29
 CHAPITRE SECOND : Revue de littérature	 31
1 Etudes cliniques des complications post-opératoires.	33
1.1 Influence du choix des vertèbres stratégiques.....	33
1.2 Influence des ancrages	34
1.2.1 Analyse de la résistance à l'arrachement par essais <i>in vitro</i>	34
1.2.2 Pouvoir de correction des ancrages.....	35
1.3 Conclusion.....	35
2 Simulation numérique de techniques de correction de la scoliose.	39
2.1 Modèles 2D	39
2.1.1 Description des modèles simplifiés.....	39
2.1.2 Personnalisation mécanique des modèles « poutre ».....	40
2.2 Modèles 3D	41
2.2.1 Modèle éléments-finis de Belytschko, Shultz, Andriacchi et Closkey.....	41

2.2.2	Modèle éléments-finis de Gardner-Morse et Stokes	42
2.2.3	Modèle éléments-finis de Poulin, Aubin <i>et al.</i>	43
2.2.4	Modèle éléments-finis du Laboratoire de Biomécanique	43
2.2.5	Personnalisation mécanique des modèles 3D	45
2.3	Conclusion.....	46
3	Etudes cliniques des différentes étapes de la chirurgie	51
3.1	La mise en position couchée et la traction.....	51
3.2	Les étapes chirurgicales intermédiaires : analyses per-opératoires	52
3.3	La correction chirurgicale : analyses post-opératoires.....	53
3.4	Conclusion.....	54
4	Synthèse de la revue de bibliographie.....	57
	CHAPITRE TROISIEME : TRAVAIL DE THESE	59
1	Méthodologie générale & Présentation des outils.....	60
1.1	Méthodologie générale.....	60
1.2	Reconstruction géométrique	62
1.3	Le modèle éléments-finis initial.....	63
1.3.1	Le maillage.....	63
1.3.2	Les caractéristiques mécaniques.....	64
1.3.3	La modélisation du rachis cervical.....	65
1.4	Les améliorations apportées au modèle EF.....	65
1.5	Conclusion.....	66
2	Personnalisation du comportement.....	67
2.1	Introduction	67
2.2	Matériel et Méthode	67
2.2.1	Méthodologie	67
2.2.2	Exploitation des données d'inclinaison	69
2.2.3	Données cliniques	69
2.2.4	Algorithme de personnalisation des propriétés mécaniques.....	71
2.2.5	Exploitation de l'identification des propriétés mécaniques.	76
2.3	Résultats & Discussion	77
2.3.1	Concordance du modèle avec les données cliniques à l'issue de la personnalisation.....	77
2.3.2	Identification des spécificités rachidiennes.....	81
2.4	Conclusion.....	83
3	Simulation de correction chirurgicale.....	84
3.1	Introduction	84
3.2	Matériel et Méthode	84
3.2.1	Modèle EF de rachis : amélioration de sa stabilité numérique.....	84
3.2.2	Modélisation de l'instrumentation.....	85
3.2.3	Les différentes étapes de la simulation de chirurgie.....	87
3.2.4	Simulation de manœuvres complémentaires	91
3.2.5	Données cliniques pour l'évaluation du modèle	93
3.2.6	Evaluation de la cohérence des simulations de chirurgie CD et CIS.....	94
3.2.7	Analyses biomécaniques à l'aide de l'outil de simulation de chirurgie	95
3.3	Résultats & Discussion	96
3.3.1	Robustesse et stabilité du modèle EF.....	96
3.3.2	Etude de la cohérence globale de l'algorithme de cintrage <i>in situ</i>	97
3.3.3	Etude de la cohérence de l'outil de simulation : à partir des configurations rachidiennes post-opératoires	98
3.3.4	Etude de la cohérence de l'outil de simulation : analyse pré- / post-opératoire	104

3.3.5	Analyse biomécanique : les différentes étapes de la simulation de chirurgie	109
3.3.6	Analyse biomécanique : les manœuvres alternatives de correction	118
3.4	Conclusion de la simulation de chirurgie	130
CONCLUSION & PERSPECTIVES		131
Conclusion		132
Perspectives.....		134
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		135
Références bibliographiques		136
PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES.....		151

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Repère global [Dubousset 1994].	17
Figure 2 : Posture rachidienne [Kapandji 1986].	17
Figure 3 : Niveaux vertébraux [Kamina 1997].	18
Figure 4 : Structure d'une vertèbre [Kapandji 1986].	18
Figure 5 : Principe de la vertèbre pelvienne [Dubousset 1994].	18
Figure 6 : Le bassin [Kamina 1997].	19
Figure 7 : Le thorax [Rouvière 1992].	19
Figure 8 : Disque intervertébral [Kamina 1997].	20
Figure 9 : Coupe sagittale [Kamina 1997].	20
Figure 10 : Repère global.	21
Figure 11 : Repère spinal.	21
Figure 12 : Repère vertébral.	21
Figure 13 : Scolioses thoracique, lombaire, thoraco-lombaire et double majeure [Rainaut 1994].	23
Figure 14 : Vertèbres et disques cunéiformisés [Rainaut 1994].	23
Figure 15 : Coupe transversale [Rainaut 1994].	23
Figure 16 : Mesure de l'angle de Cobb [Rainaut 1994].	24
Figure 17 : Mesures de la rotation axiale (méthode de Perdriolle), des angles de Cobb et de Ferguson.	24
Figure 18 : Repère local d'une reconstruction de vertèbre lombaire, dans les plans sagittaux et transverses.	24
Figure 19 : Vertèbres stratégiques de la scoliose [Dubousset 1994].	24
Figure 20 : Instrumentation de Harrington [Vanderby <i>et al.</i> , 1986].	25
Figure 21 : Instrumentation de Harri-Luque, première tige.	25
Figure 22 : Rotation de la tige pour l'instrumentation CD.	26
Figure 23 : Stabilisation par DTT.	26
Figure 24 : Cintrages dans les plans sagittaux et frontaux [Steib <i>et al.</i> , 2002].	26
Figure 25 : Vertèbres instrumentées.	27
Figure 26 : Zone « stable » pour les vertèbres inférieures.	27
Figure 27 : Radiographies (PA0 et LAT) d'une instrumentation Harrington avec décompensation en sagittal.	28
Figure 28 : Décompensation lombaire post-opératoire (instrumentation CD).	28
Figure 29 : Evolution post-opératoire et rupture lombaire des tiges (instrumentation CIS).	28
Figure 30 : Crochet alternatif [Arlet <i>et al.</i> , 1999 ; Berlemann <i>et al.</i> , 1995].	35
Figure 31 : Modèle mathématique [Patwardhan <i>et al.</i> , 1986].	39
Figure 32 : Modèle mathématique [Jayaraman <i>et al.</i> , 1989].	40
Figure 33 : Modèle EF de Viviani [Viviani <i>et al.</i> , 1986].	40
Figure 34 : Personnalisation mécanique par traction sur le modèle de Viviani [Ghista <i>et al.</i> , 1988].	40
Figure 35 : Variation de Conditions aux Limites [Vanderby <i>et al.</i> , 1986].	41
Figure 36 : Répartition personnalisée des rigidités rachidiennes à partir du modèle de Viviani [Subbaraj <i>et al.</i> , 1989].	41
Figure 37 : Modèle EF [Closkey <i>et al.</i> , 1992].	41
Figure 38 : Modèle EF [Stokes <i>et al.</i> , 1990].	42
Figure 39 : Modèle Corps Rigides [Verniest <i>et al.</i> , 2002 ; Petit <i>et al.</i> , 2004b].	43
Figure 40 : Modèle EF [Portier <i>et al.</i> , 1993].	44
Figure 41 : Modèle EF [Descrimes 1995].	44
Figure 42 : Modèle EF du LBM (parties osseuses).	44
Figure 43 : Mise en position de Jackson [Peterson <i>et al.</i> , 1995 ; Stephens <i>et al.</i> , 1996].	51
Figure 44 : Dans le repère spinal, exemple de variation de positions dans les plans sagittaux et frontaux [Lecire 1999].	52
Figure 45 : Variation de positions angulaires en rotation axiale [Lecire 1999].	53
Figure 46 : Stéréoradiographie d'un patient scoliotique.	60
Figure 47 : Reconstruction géométrique 3D d'un rachis scoliotique.	60
Figure 48 : Maillage 3D d'un rachis scoliotique.	60
Figure 49 : Exploitation des données cliniques standard.	61
Figure 50 : Recalage des vertèbres.	62
Figure 51 : Radiographies frontales prises lors du test clinique d'inclinaison.	62
Figure 52 : Extraction du modèle éléments-finis des données pré-opératoires.	63
Figure 53 : Modélisation d'une unité fonctionnelle (éléments poutres et câbles).	64

Figure 54 : Modèle éléments-finis du rachis cervical.....	65
Figure 55 : Exemple de glissement et d'inter-pénétration de vertèbres.	65
Figure 56 : Procédure globale d'identification des propriétés mécaniques pour les patients scoliotiques à partir de données cliniques standard.	68
Figure 57 : Exemple de courbures rachidiennes étudiées.....	70
Figure 58 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales (variation de positions frontales <i>in vivo</i>).	71
Figure 59 : Exemple de loi de comportement, après personnalisation, pour le disque intervertébral.	73
Figure 60 : Exemple de loi de comportement du disque, avec rigidité inversée après personnalisation.	73
Figure 61 : Algorithme pour la personnalisation mécanique du modèle EF.	74
Figure 62 : Exemples de l'effet de la personnalisation mécanique sur les orientations et positions vertébrales (YLJ_18).	77
Figure 63 : Exemples de l'effet de la personnalisation mécanique sur les rotations axiales pour les patients YLJ_24 et YLJ_10.....	78
Figure 64 : Ecarts sur la mesure de l'angle de Ferguson, entre le résultat de la simulation et les données <i>in vivo</i> , en fonction de la personnalisation mécanique (méthode 2).	78
Figure 65 : Dans la courbure principale, « ouverture » et diminution de l'angle de Cobb.	81
Figure 66 : Evolution de l'ouverture des courbures du fait de la personnalisation.....	81
Figure 67 : Influence de la personnalisation mécanique sur la rigidité des courbures.....	82
Figure 68 : Exemple de l'évolution du comportement des courbures en fonction de la personnalisation mécanique.	82
Figure 69 : Courbures sagittales théoriques des tiges concave et convexe (chirurgie CD).....	85
Figure 70 : Modélisation originelle du pivot glissant [Lafage 2002].....	86
Figure 71 : Exemple de vis poly-axiale.....	87
Figure 72 : Patient en décubitus ventral sur la table opératoire.....	87
Figure 73 : Mise en place de la 1 ^{ère} tige.....	88
Figure 74 : Procédure globale de simulation du cintrage d'une tige (chirurgie CIS).....	89
Figure 75 : Exemples de rayons de courbures distaux alternatifs dans le plan sagittal.	91
Figure 76 : Mise en charge de la pince extrême supérieure.....	91
Figure 77 : Utilisation des blocs de dérotation (chirurgie CIS).....	92
Figure 78 : Mise en charge des crochets.	92
Figure 79 : Horizontalisation des niveaux extrêmes inférieurs.....	92
Figure 80 : Exemple de calcul de l'amplitude frontale, sur la courbure principale.	94
Figure 81 : Exemple de calcul des amplitudes sagittales.....	95
Figure 82 : Cintrages dans 10 plans (5 frontaux et 5 sagittaux successivement).	97
Figure 83 : Nombre de niveaux vertébraux concernés pour les plans successifs de cintrage.....	97
Figure 84 : Ecarts de la position de T1 dans le plan transverse, dans le repère global (chirurgie CD).	99
Figure 85 : Ecarts de la position de T1 dans le plan transverse, dans le repère global (chirurgie CIS).....	99
Figure 86 : Ecarts sur l'orientation sagittale du bassin, dans le repère global (chirurgie CIS).	99
Figure 87 : Bassin post-opératoire issu des données <i>in vivo</i> (en grisé) et de la simulation (en couleurs) (YLJ_26).	99
Figure 88 : Mouvements sagittaux des centres vertébraux à l'issue des chirurgies.....	104
Figure 89 : Variation de positions longitudinales entre la configuration pré-opératoire et la fin de la chirurgie CIS.....	105
Figure 90 : Variation des orientations vertébrales moyennes, pour les chirurgies CD et CIS.	105
Figure 91 : Variation de positions des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CD.	109
Figure 92 : Variation de position longitudinale des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CD.	109
Figure 93 : Evolution de paramètres cliniques, entre les positions debout et couchée sous traction (chirurgie CD).	110
Figure 94 : Evolution de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CD.	111
Figure 95 : Evolution de la flexion-extension moyenne (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CD.	111
Figure 96 : Variation de positions des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CIS.....	112
Figure 97 : Variation de position longitudinale des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CIS.....	112
Figure 98 : Evolution de paramètres cliniques, entre les positions debout et couchée sans traction (chirurgie CIS).	112
Figure 99 : Evolution de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CIS.....	114
Figure 100 : Evolution de la flexion-extension moyenne (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CIS.....	114
Figure 101 : Variation de position d'une vertèbre thoracique dans le plan transverse, lors d'une translation postérieure médiale (durant la mise en place et/ou la rotation de la 1 ^{ère} tige).	116
Figure 102 : Variation de position d'une vertèbre dans le plan transverse, lors de la mise en place de la 2 ^{ème} tige.	117

Figure 103 : Positions vertébrales post-opératoires, en fonction du rayon de courbure distal (YLJ_27).....	118
Figure 104 : Influence du rayon de courbure distal (en pré-cintrage) sur la capacité de cintrage sagittal, pour un profil post-cintrage donné.....	119
Figure 105 : Positions vertébrales dans le plan frontal pour différentes pinces, (patient YLJ_15).....	119
Figure 106 : Rotations vertébrales axiales pour différentes manœuvres, patient YLJ_8.	120
Figure 107 : Positions vertébrales dans le plan frontal, en fonction de l'horizontalisation des vertèbres extrêmes, (patient YLJ_27).....	121
Figure 108 : Rotations axiales en fonction de l'horizontalisation des vertèbres extrêmes, patient YLJ_27.....	121
Figure 109 : Positions vertébrales en fonction de la mise en charge, patient YLJ_16.	122
Figure 110 : Positions vertébrales en fonction de la mise en charge, patient YLJ_25.	122
Figure 111 : Positions vertébrales.....	123
Figure 112 : Positions vertébrales pour différentes instrumentations, patient YLJ_30.....	124
Figure 113 : Orientations vertébrales pour différentes instrumentations, patient YLJ_30.....	124
Figure 114 : Positions vertébrales après dérotation, patient YLJ_30.....	126
Figure 115 : Variation de position transverse lors de la manœuvre per-opératoire de dérotation apicale.	126
Figure 116 : Positions sagittales et frontales en fonction du glissement des crochets, patient YLJ_10.....	127
Figure 117 : Positions sagittales et frontales en fonction du glissement des crochets, patient YLJ_19.....	127
Figure 118 : Positions vertébrales en fonction du glissement des crochets, patient YLJ_25.....	127
Figure 119 : Rotations vertébrales axiales en fonction du glissement des ancrages, patient YLJ_1.....	128
Figure 120 : Rotations vertébrales en flexion-extension, en fonction du glissement des ancrages, patient YLJ_1.	128
Figure 121 : Postions vertébrales en fonction des complications mécaniques, patient YLJ_17.....	129

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Récapitulatif des articles analysant les causes de complications post-opératoires pour différentes techniques opératoires de correction de la scoliose idiopathique.	37
Tableau 2 : Récapitulatif des articles comparant les différents ancrages à partir des résultats post-opératoires.	38
Tableau 3 : Récapitulatif des modèles numériques ayant servi à la simulation de correction chirurgicales de la scoliose.	49
Tableau 4 : Récapitulatif des techniques numériques d'identification des propriétés mécaniques pour les patients scoliotiques.	50
Tableau 5 : Récapitulatif des articles comparant les effets per-opératoires de différentes techniques opératoires de correction de la scoliose idiopathique.	55
Tableau 6 : Récapitulatif des articles analysant les effets post-opératoires de différentes techniques opératoires de correction de la scoliose idiopathique.	56
Tableau 7 : Récapitulatif des données cliniques.	69
Tableau 8 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales (mouvements <i>in vivo</i> du rachis complet et du rachis lombaire).....	70
Tableau 9 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales gauche et droite (mouvements <i>in vivo</i> du rachis complet).....	77
Tableau 10 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales gauche et droite (mouvements <i>in vivo</i> du rachis complet) par la deuxième méthode.	78
Tableau 11 : Comparaison des différentes méthodes de personnalisation mécanique.	79
Tableau 12 : Récapitulatif des données cliniques pour la simulation de chirurgie CD.....	93
Tableau 13 : Récapitulatif des données cliniques pour la simulation de chirurgie CIS.	93
Tableau 14 : Récapitulatif des différences entre la simulation de chirurgie (CD et CIS) personnalisée et les données post-opératoires <i>in vivo</i>	98
Tableau 15 : Récapitulatif des différences sur les paramètres cliniques (chirurgie CD).....	99
Tableau 16 : Récapitulatif des différences sur les paramètres cliniques (chirurgie CIS).....	99
Tableau 17 : Récapitulatif des différences sur les orientations absolues moyennes (chirurgie CD).	100
Tableau 18 : Récapitulatif des différences sur les orientations absolues moyennes (chirurgie CIS).....	100
Tableau 19 : Comparaison des différentes études de simulation de correction chirurgicale pour la scoliose.....	101

INTRODUCTION



INTRODUCTION

La colonne vertébrale est une structure majeure du corps humain : elle protège la moelle épinière tout en permettant la mobilité du sujet, elle réalise la liaison entre les parties extrêmes du corps et supporte la cage thoracique. Et parce que la colonne vertébrale assure de multiples fonctions essentielles, toute atteinte à son intégrité se répercute sur l'ensemble du système.

La scoliose représente une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale : les conséquences sur l'individu sont multiples, allant de problèmes sociaux et psychologiques du fait des difformités, aux problèmes cardiaques et respiratoires pour les cas sévères. Le praticien parle de scoliose « idiopathique » lorsque les causes de ces déformations ne sont pas explicitement identifiées. Environ 3% des enfants âgés entre 10 et 16 ans développent une scoliose idiopathique, avec une prépondérance des cas féminins (8 filles pour 2 garçons) [Reamy *et al.*, 2001]. 10% de cette population adolescente pour laquelle une déformation scoliotique a été diagnostiquée nécessitera une intervention chirurgicale.

La scoliose idiopathique est un défi. En effet, en l'absence de causes clairement identifiées, son pronostic reste empirique. Et la mise en route des traitements, purement symptomatique, repose sur l'évolution constatée. Aussi, le traitement chirurgical est réservé aux scolioses sévères : la correction des déformations est réalisée en soudant plusieurs vertèbres, donc « en supprimant sur un segment l'une des fonctions essentielles de la colonne vertébrale : la mobilité » [Fondation Cotrel].

Le Laboratoire de Biomécanique focalise une part de son activité sur la compréhension de la scoliose et de ses traitements. Il entretient un lien étroit avec le milieu clinique, et en particulier avec le Professeur Dubousset et le Professeur Steib : ceux-ci sont à l'origine des techniques chirurgicales largement utilisées pour la correction de la scoliose, respectivement la technique Cotrel-Dubousset (CD) et la technique du cintrage *in situ* (CIS). L'un des objectifs poursuivis par cette unité de recherche concerne la mise en œuvre d'un outil de simulation numérique utilisable en milieu clinique, et permettant au chirurgien :

- D'évaluer quantitativement et de comprendre différentes techniques de correction et différentes stratégies chirurgicales,
- D'identifier les facteurs-clefs, sur le plan biomécanique, dans le résultat de la chirurgie de la scoliose,
- De disposer d'éléments objectifs utiles à l'élaboration du planning pré-opératoire, en comparant plusieurs chirurgies alternatives.

Ainsi le laboratoire a-t-il développé un modèle 3D global par éléments-finis du rachis, personnalisable géométriquement à partir de reconstructions 3D ; ces dernières sont issues de radiographies prises dans un environnement calibré. Les études précédentes menées au sein du laboratoire ont montré la faisabilité d'une personnalisation des propriétés mécaniques à partir de données *in vivo*, de même qu'une simulation de correction chirurgicale pour la correction de la scoliose en quasi-statique. En effet, il apparaît pertinent de prendre en compte les spécificités

individuelles, tant du point de vue de la morphologie que du comportement rachidien, afin de proposer un outil de simulation de chirurgie personnalisée.

Cependant, si la faisabilité de l'approche a été démontrée par les travaux précédents, et si les premières tentatives de simulation ont donné des résultats prometteurs, certains points restent à améliorer pour passer de l'outil de recherche actuel à un outil effectivement utilisable en clinique courante. En particulier, le processus de personnalisation mécanique s'avère long (jusqu'à une semaine) et totalement heuristique, procédant par essais successifs d'après l'intuition du clinicien expert. Une amélioration indispensable concerne également la robustesse et la convivialité de l'outil de simulation : des difficultés de convergence limitent la capacité du calcul à se terminer, nécessitant de la part de l'opérateur une analyse des problèmes rencontrés et l'adaptation pour chaque cas d'options numériques spécifiques. Nous focaliserons donc notre étude sur l'amélioration de la stabilité numérique et de l'opérateur-indépendance de cet outil global de simulation personnalisée.

Cette thèse débute par un rappel anatomique concernant la scoliose et ses mécanismes de correction chirurgicale. Nous présentons ensuite une revue bibliographique sur les travaux relatifs à la simulation de correction chirurgicale pour la scoliose, et l'automatisation de la personnalisation mécanique de modèles numériques : cette revue de littérature nous aidera à définir les limites de l'existant et les objectifs de notre projet. Le chapitre suivant expose notre travail de recherche, qui consista :

- A améliorer le modèle éléments-finis de rachis et à renforcer sa stabilité numérique,
- A mettre en œuvre et à évaluer une méthode automatisée de personnalisation du comportement du rachis,
- A rendre opérateur-indépendante la simulation, et à l'évaluer pour deux techniques chirurgicales différentes, la technique Cotrel-Dubousset et la technique du cintrage *in situ*.

Le développement d'outils stables et largement automatisés sera l'occasion d'analyser sur le plan biomécanique, d'une part les spécificités d'un rachis scoliotique à l'issue de la personnalisation mécanique, et d'autre part l'influence de différents paramètres chirurgicaux sur la configuration rachidienne post-opératoire à l'issue de la simulation de chirurgie.

CHAPITRE PREMIER : ANATOMIE

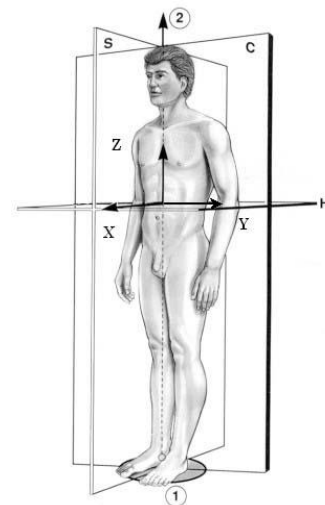
L'objectif de ce chapitre est de rappeler au lecteur peu familiarisé à la clinique les notions nécessaires à l'étude biomécanique que nous développerons dans la suite de ce rapport de thèse. Nous aborderons dans un premier temps l'anatomie descriptive du rachis sain du point de vue ostéo-ligamentaire. Nous nous attacherons ensuite à définir nos repères de travail. Nous terminerons par l'anatomie descriptive du rachis scoliotique, et par un exposé des différentes techniques de corrections chirurgicales nécessaires au rétablissement de l'équilibre postural.

1 ANATOMIE DESCRIPTIVE DU RACHIS SAIN

Afin de pouvoir étudier toute notion mécanique relative au corps humain, il convient de définir un ensemble de plans de référence.

A partir de l'axe vertical gravitaire ascendant, nous dégageons trois plans fondamentaux :

- Le plan sagittal, correspondant au plan de symétrie du corps humain,
- Le plan transversal (ou transverse), perpendiculaire à la ligne de gravité,
- Le plan frontal (ou coronal), perpendiculaire aux deux précédents.



1 : Polygone de sustentation
2 : Ligne de gravité

C : Plan coronal (ou frontal)
S : Plan sagittal
H : Plan horizontal

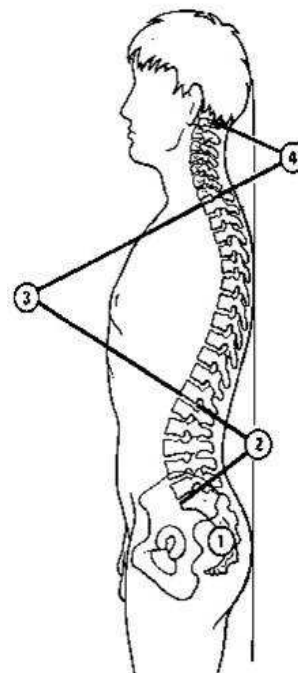
Figure 1 : Repère global [Dubousset 1994].

1.1 LA COLONNE VERTEBRALE

La colonne vertébrale (ou **rachis**), rectiligne dans le plan frontal, présente quatre courbures sagittales successives : **lordose** (convexité ventrale) cervicale, **cyphose** (concavité ventrale) thoracique, lordose lombaire, concavité ventrale sacrée.

Les courbures thoraciques et sacro-coccygienne sont dites « primaires » car fœtales ; les courbures cervicale et lombaire sont appelées « secondaires » car se développent après la naissance.

Cette succession de vertèbres articulées (vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires) et d'un ensemble rigide (sacrum et coccyx), se doit d'assurer de nombreuses fonctions essentielles. Ainsi, la colonne vertébrale réalise un équilibre stable et économique en maintenant la tête et le bassin au dessus du polygone de sustentation, assure le dernier rempart pour la protection de la moelle épinière grâce au canal vertébral, et fixe de nombreux muscles essentiels à la posture et à la locomotion.



1 : Cyphose sacrée
2 : Lordose lombaire
3 : Cyphose thoracique
4 : Lordose cervicale

Figure 2 : Posture rachidienne [Kapandji 1986].

1.2 LES VERTEBRES

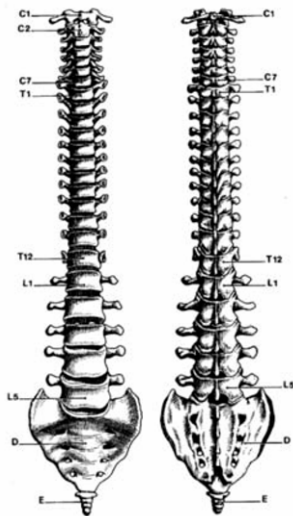


Figure 3 : Niveaux vertébraux
[Kamina 1997].

A l'exception de l'atlas et de l'axis du rachis cervical supérieur ainsi que du sacrum et du coccyx, les vertèbres (indice e) s'appuient sur une structure générale identique, formée du corps vertébral et de l'arc neural postérieur.

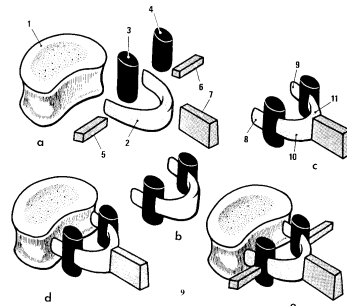


Figure 4 : Structure d'une vertèbre [Kapandji 1986].

Le corps vertébral (1), ensemble massif de la vertèbre, constitue la partie antérieure de la vertèbre. Il se compose d'os spongieux englobé par de l'os cortical plus rigide, ses plateaux supérieur et inférieur étant recouverts de cartilage. En arrière du corps vertébral, le canal vertébral ou arc neural (2), réunion des pédicules (8-9) et des lames vertébrales (10-11), protège la moelle épinière. Celle-ci descend tout le long du rachis, se terminant à la seconde vertèbre lombaire et distribuant à chaque niveau vertébral les racines nerveuses sensibles et motrices par les trous de conjugaison. Sur cet arc postérieur se dégage un processus (apophyse) épineux postérieur (7), deux processus épineux transverses latéraux (5-6) et quatre processus articulaires en interaction avec les processus articulaires (3-4) des vertèbres supérieures et inférieures.

1.3 LE BASSIN

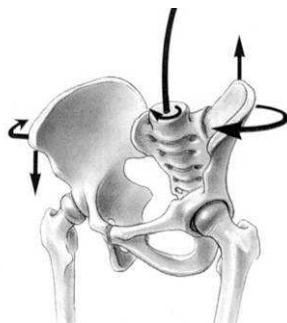


Figure 5 : Principe de la vertèbre pelvienne
[Dubousset 1994].

Le bassin, (aussi appelé « vertèbre pelvienne ») se positionne entre le tronc (rachis) et les membres inférieurs. Anneau ostéo-articulaire fermé, il se compose de quatre pièces osseuses, le sacrum suivi du coccyx et les os iliaques (droit et gauche), en interaction grâce à trois articulations : la symphyse pubienne antérieure, et les articulations sacro-iliaques postérieures.

Le sacrum, os épais et volumineux, résulte de la fusion des cinq vertèbres sacrées. De même, le coccyx correspond à l'ensemble de trois ou quatre vertèbres coccygiennes soudées. L'os iliaque, plat, se décompose en trois segments : supérieur (l'aile iliaque, aplatie et large), inférieur (pourtour osseux du trou obturateur) et moyen (qui porte la cavité articulaire cotyloïdienne).

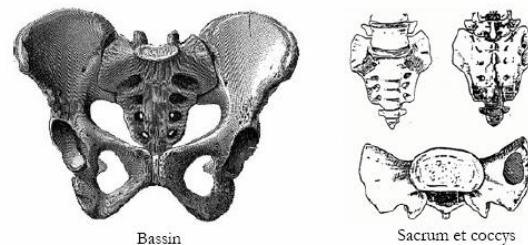


Figure 6 : Le bassin [Kamina 1997].

1.4 LA CAGE THORACIQUE

La cage thoracique est constituée des côtes, des cartilages costaux et du sternum, et se rattache au rachis thoracique par les articulations costo-vertébrales.

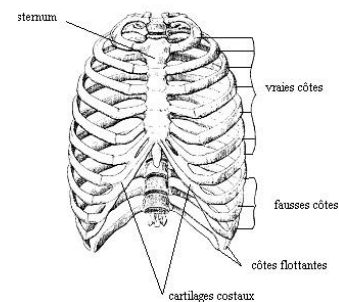


Figure 7 : Le thorax [Rouvière 1992].

1.5 L'ARTICULATION INTERVERTEBRALE

Les zones mobiles de la colonne vertébrale s'articulent entre elles par l'intermédiaire du disque intervertébral et des processus articulaires inférieurs et supérieurs.

• Le disque intervertébral

Le disque intervertébral se compose de deux parties distinctes : l'annulus fibrosus ou anneau fibreux périphérique entourant le nucléus pulposus, central. L'annulus se compose de fibres de collagène courtes (type I pour la périphérie, et type II pour l'annulus interne), disposées en couches concentriques et d'orientations obliques alternatives. Le nucleus pulposus est constitué d'eau (85 à 90%) dans une matrice à base gélatineuse incompressible, et se place en position excentrique (2/3 antérieur). Au fur et à mesure du vieillissement, la distinction entre annulus et nucleus s'estompe et l'ensemble se réduit : on parle alors de « complexe central ». Le cartilage des plateaux vertébraux (cartilage hyalin pour les sujets jeunes, fibrocartilage pour les sujets âgés) sert à la diffusion hydrique entre le corps vertébral et le nucleus.

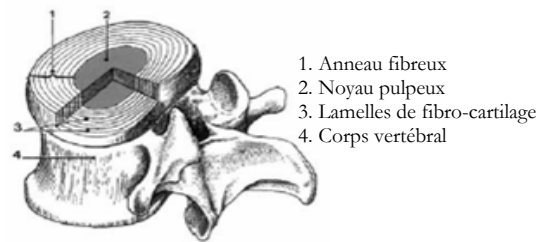


Figure 8 : Disque intervertébral [Kamina 1997].

• Les articulations facettaires

L'orientation et la forme des articulations facettaires (ou zygapophysaires) évoluent en fonction des niveaux vertébraux (planes et proches du plan frontal dans les régions cervicale et thoracique, incurvées et orientées vers le plan sagittal en région lombaire). Une capsule articulaire épaisse et tapissée de synoviale unit chaque paire de surface articulaire.

• Les ligaments intervertébraux

Les ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs (repères 11 et 9) relient respectivement les surfaces antérieure et postérieure des corps vertébraux, se fixant également sur les disques intervertébraux. Le ligament postérieur, large au niveau des disques, s'assimile à une longue bande fibreuse et s'étend de la gouttière basilaire de l'occipital à la première vertèbre coccygienne. Le ligament antérieur (ou ligament rayonné), plus complexe, large, épais au niveau thoracique, se compose de fibres extérieures longues et de fibres profondes courtes ; il s'étend de l'apophyse basilaire de l'occipital à la face antérieure de la deuxième sacrée. De même que les ligaments antérieur et postérieur, le ligament supra-épineux (repère 3) est un ligament continu : il joint les processus épineux postérieurs.

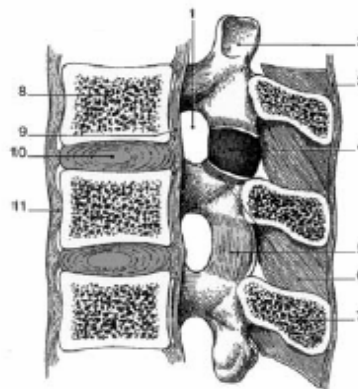


Figure 9 : Coupe sagittale [Kamina 1997].

Le ligament jaune (repère 5), très épais (particulièrement en lombaire), relie les lames et participe à la protection de la moelle épinière. Les ligaments inter- et supra-épineux (repères 6 et 3) joignent les processus épineux entre eux ; les ligaments inter-transversaires, fines lames fibreuses, unissent les processus transverses.

2 REPERES ANATOMIQUES.

Stokes propose lors d'un congrès de la **Scoliosis Research Society** [Stokes 1994] la définition de repères anatomiques particulièrement adaptés à l'étude de la scoliose, déformation complexe et tridimensionnelle du rachis.

Repère Global :

Centre du repère : centre du plateau supérieur de S1.

Axe Z_g : vertical ascendant, parallèle à l'axe de gravité.

Axe Y_g : orienté de droite à gauche dans un plan parallèle au plan vertical contenant l'axe des épaules antéro-supérieures.

Axe X_g : postéro-antérieur définissant un repère orthonormé direct.

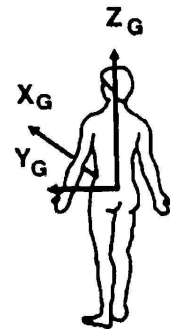


Figure 10 : Repère global.

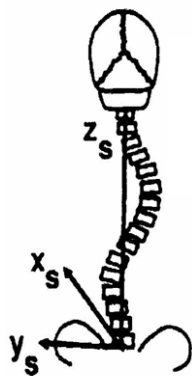


Figure 11 : Repère spinal.

Repère Spinal :

Centre du repère : il s'agit du centre du plateau supérieur (S1).

Axe Z_s : ascendant, joignant le centre du repère au centre de T1.

Axe Y_s : orienté de droite à gauche dans un plan parallèle au plan vertical contenant l'axe des épaules antéro-supérieures.

Axe X_s : postéro-antérieur définissant un repère orthonormé direct.

Repère Local Vertébral :

Centre du repère : milieu des barycentres des plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre.

Axe Z_v : ascendant, passant par les centres géométriques des plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre.

Axe X_v : postéro-antérieur, perpendiculaire au plan défini par l'axe Z_v et par le vecteur-directeur de la ligne liant la base des pédicules.

Axe Y_v : orienté de droite à gauche et définissant un repère orthonormé direct.

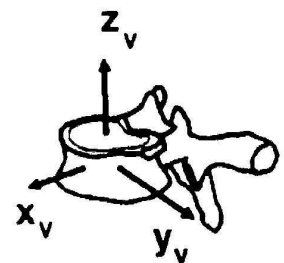


Figure 12 : Repère vertébral.

3 LE RACHIS SCOLIOTIQUE

3.1 INTRODUCTION

Le Professeur Dubousset donne comme définition de la scoliose :

« Une scoliose est une déformation rachidienne consistant en un déplacement relatif progressif d'un élément constitutif (vertèbre) par rapport à son adjacent, se produisant dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal, coronal) sans perte de la continuité ostéo-ligamentaire et se développant sur tout ou partie de la colonne vertébrale, essentiellement pendant la période de croissance. Il s'agit d'un mécanisme de torsion. Ce n'est donc pas une maladie, c'est un symptôme. » [Dubousset 1999].

Les mécanismes conduisant à une scoliose restent encore souvent obscurs, d'où la dénomination de scoliose « idiopathique ». La scoliose idiopathique concerne environ 3% de la population, avec une fréquence plus importante chez les sujets féminins (8 cas sur 10). Environ 10% de la population souffrant de déformation rachidienne nécessitera un suivi médical. Aussi, plusieurs domaines de recherche sont explorés, tels que la biomécanique, la génétique, la biologie cellulaire etc. Par exemple, plusieurs travaux expérimentaux mettent en avant le rôle de la glande pinéale dans le développement de la scoliose [Dubousset *et al.*, 1983 ; Machida *et al.*, 1999]. Et la maturation des systèmes nerveux et osseux, engendrant un trouble de l'équilibre postural, semble jouer un rôle dans l'apparition et le développement de la scoliose [Machida *et al.*, 2001] : l'origine de la scoliose apparaît aujourd'hui comme multifactorielle, associant des déséquilibres génétiques à des facteurs hormonaux, neurologiques, de croissance, ainsi qu'à des facteurs biomécaniques.

Dans le cas des scolioses idiopathiques, les déformations rachidiennes apparaissent et s'aggravent durant la croissance, surtout lors de la période pubertaire : le corps humain et en particulier le thorax sont alors en pleines modifications fonctionnelle et physiologique. Les travaux de Duval-Beaupère [Duval-Beaupère 1989] permettent de lier l'évolution de la scoliose à différents facteurs tels que la croissance du rachis, la maturité sexuelle et osseuse : par exemple, le test de Risser (test radiologique reposant sur l'ossification de la crête iliaque) permet de déterminer cinq stades de maturité osseuse. Il existe également d'autres formes de scoliose : ainsi, la scoliose de l'adulte est-elle souvent liée à un problème dégénératif.

Les conséquences biomécaniques de la scoliose sont aujourd'hui particulièrement étudiées : il semble acquis que la scoliose se traduit, comme nous allons le voir dans la suite de ce chapitre, par des modifications globales de l'équilibre postural, du rachis, de la cage thoracique, et par des altérations locales des éléments constitutifs du thorax (les vertèbres, les disques, le système ligamentaire, les côtes). Nous présenterons également les solutions de correction chirurgicale les plus récentes, en rappelant la définition des vertèbres stratégiques sur lesquelles reposera l'instrumentation. Nous terminerons ce chapitre en évoquant les complications post-opératoires.

3.2 LES DEFORMATIONS RACHIDIENNES

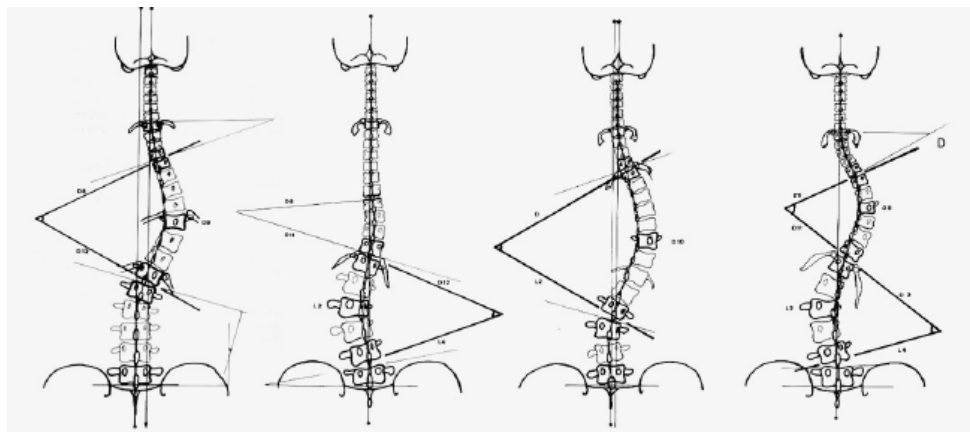


Figure 13 : Scolioses thoracique, lombaire, thoraco-lombaire et double majeure [Rainaut 1994].

La déformation tridimensionnelle du rachis scoliotique [Perdriolle *et al.*, 2001] touche d'abord l'organisation spatiale des vertèbres : cela peut conduire à un déséquilibre postural, lorsque l'alignement vertical des centres du bassin et de la tête n'est pas respecté. Dans le plan frontal d'abord, la colonne n'est plus rectiligne mais présente une ou plusieurs courbures, certaines « majeures » et d'autres « compensatoires » afin de minimiser le déséquilibre postural (*cf.* figure ci-dessus). Ces courbures sont dites « fonctionnelles » si elles sont réductibles, ou à l'inverse « structurales ». Elles sont également dénommées en fonction des niveaux vertébraux concernés : courbures cervico-thoracique, thoracique, thoraco-lombaire, lombaire. Notons qu'il existe des courbures « mixtes » correspondant à des courbures initialement fonctionnelles et progressivement structuralisées. Dans le plan sagittal ensuite, la cyphose et la lordose sont atténuées, créant ainsi le phénomène de dos plat (voire de dos creux). Cette hypocyphose serait compensée par une cyphose cervicale [Hilibrand *et al.*, 1995].

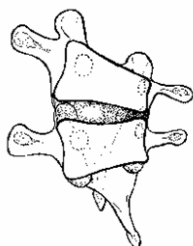


Figure 14 : Vertèbres et disques cunéiformisés [Rainaut 1994].

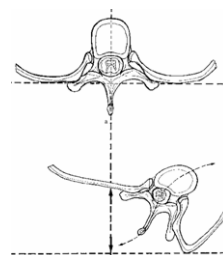


Figure 15 : Coupe transversale [Rainaut 1994]
d'un rachis sain (en haut) et d'un rachis scoliotique (en bas).

La déformation tridimensionnelle du rachis va de pair avec des croissances osseuses asymétriques. La scoliose structurale se caractérise donc par la déformation osseuse des vertèbres dans les zones structurales : plateaux vertébraux non parallèles, corps vertébral orienté vers la convexité de la courbure etc. Cette cunéiformisation des corps vertébraux s'accompagne d'une déformation plastique des disques, des pédicules et des facettes articulaires : les articulations entre vertèbres étant elles aussi modifiées, une scoliose structurale persiste quelle que soit la position du patient. Au contraire, la déviation d'une scoliose posturale peut se réduire par un simple changement de posture. Egalement, la forme des côtes est affectée par la rotation des niveaux vertébraux, entraînant une déformation du thorax et donc une diminution des capacités respiratoires et cardiaques du sujet, outre des désordres esthétiques évidents.

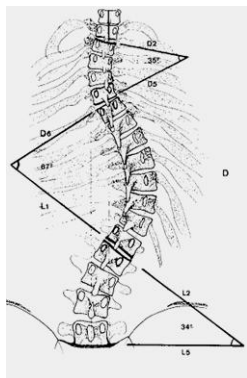


Figure 16 : Mesure de l'angle de Cobb [Rainaut 1994].

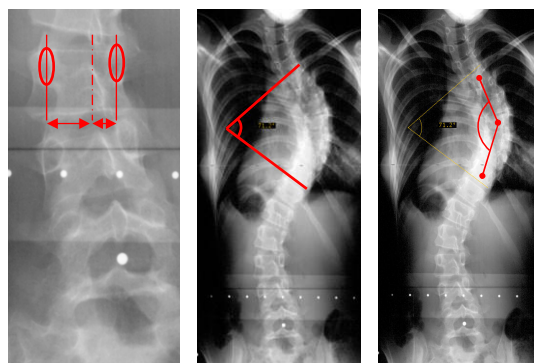


Figure 17 : Mesures de la rotation axiale (méthode de Perdriolle), des angles de Cobb et de Ferguson.

De manière courante, l'angle de Cobb (en degré), formé par les vertèbres les plus inclinées aux extrémités des courbes, indique la gravité de la déformation [De Smet *et al.*, 1984] ; cet angle projeté se mesure historiquement dans le plan frontal. L'angle de Ferguson, angle entre les droites joignant les limites de la courbure et son apex, constitue un paramètre clinique supplémentaire pour quantifier l'importance des courbures frontales. La rotation vertébrale axiale s'estime en routine clinique à l'aide de la projection des pédicules sur la radiographie frontale (méthode de Perdriolle). Cependant de nombreuses équipes soulignent depuis plus de vingt ans l'intérêt d'une approche tridimensionnelle. Récemment, les techniques de reconstruction géométrique tridimensionnelle ont facilité l'accès aux orientations et positions 3D vertébrales réelles : de tels paramètres permettent ainsi une analyse clinique segmentaire des déformations rachidiennes de la colonne vertébrale [Perdriolle *et al.*, 1981 ; Dubousset 1994].

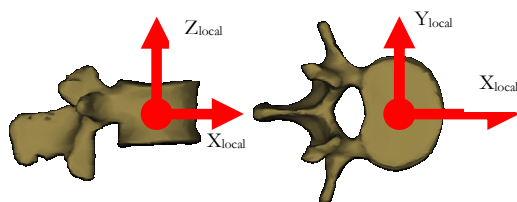


Figure 18 : Repère local d'une reconstruction de vertèbre lombaire, dans les plans sagittaux et transverses.

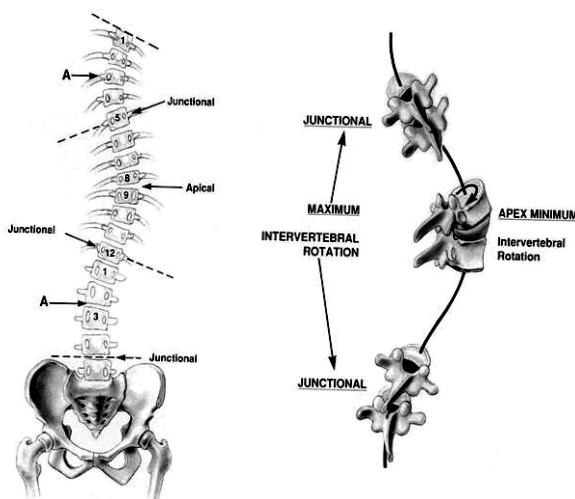


Figure 19 : Vertèbres stratégiques de la scoliose [Dubousset 1994].

Un segment, aussi appelé « courbure », se définit comme un ensemble des vertèbres successives présentant le même sens de rotation axiale. Les segments sont limités par des zones jonctionnelles (ou « dislocations rotatoires » [Dubousset 1994]) : la zone jonctionnelle concerne un disque, voire les disques supérieurs et inférieurs d'une vertèbre spécifique, et se caractérise par une rotation axiale intervertébrale importante. Au sommet de la courbure se trouve la zone apicale, pour laquelle la rotation axiale est la plus élevée. Un rachis scoliotique peut être considéré comme une succession de courbures et de contre-courbures délimitées par des zones jonctionnelles.

3.3 LE TRAITEMENT CHIRURGICAL

La scoliose entraîne de nombreux problèmes du fait des déformations locales et globales qu'elle induit :

- Problème postural du fait du déséquilibre global,
- Problèmes respiratoire et cardiaque par une diminution du volume thoracique et une déformation de la cage thoracique,
- Problèmes neurologiques dans le cas d'une compression médullaire dans la concavité,
- Douleurs rachidienne et radiculaire pour les scolioses dégénératives instables,
- Problème d'ordre esthétique, en particulier chez l'enfant, pouvant être accompagné de troubles psychologiques.

A l'issue d'un suivi clinique, un traitement adapté s'avère parfois nécessaire. En fonction de l'évolutivité et de la sévérité des déformations scoliotiques, deux principaux types de traitements peuvent être envisagés : le traitement orthopédique ou le traitement chirurgical.

Le traitement orthopédique repose sur le port d'un corset durant la période de croissance du sujet. Il s'agit avant tout de limiter voire de stopper l'évolution des déformations, et de corriger la posture [Willers *et al.*, 1993]. Le corset représente une technique lourde [Climent *et al.*, 1999 ; Ugwonalì *et al.*, 2004], car son port doit être maintenu le plus longtemps possible, souvent jour et nuit jusqu'à la fin de la croissance ; de plus, le traitement par orthèse nécessite une kinésithérapie en association, afin de maintenir la tonicité musculaire.

Dans le cas d'une scoliose sévère, à forte évolution, ou entraînant un ou plusieurs troubles difficilement supportables, un traitement chirurgical doit être envisagé. Les techniques de correction chirurgicale ont évolué au fil du temps, passant de l'instrumentation de Harrington (une tige, du côté concave de la courbe, pour la distraction des vertèbres extrêmes [Harrington 1962]), aux techniques multi-segmentaires actuelles.

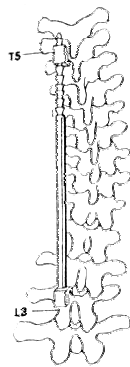


Figure 20 : Instrumentation de Harrington [Vanderby *et al.*, 1986].

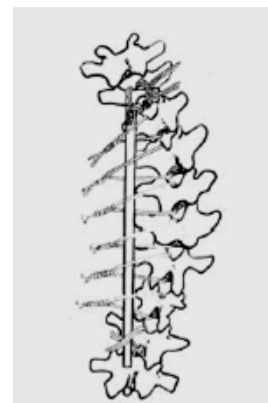


Figure 21 : Instrumentation de Harri-Luque, première tige.

Le système de Luque [Luque 1982] représente le premier système multi-segmentaire (*i.e.* tenant compte de l'organisation spatiale des déformations scoliotiques). Ce système utilise deux tiges déformées (d'après le planning pré-opératoire) et accrochées au rachis, de part et d'autre de sa convexité : des fils métalliques sub-laminaires permettent d'amener progressivement la colonne à la forme des tiges par translation des vertèbres.

La première tentative de correction segmentaire tridimensionnelle apparaît en 1983 avec la technique de rotation Cotrel-Dubousset [Cotrel & Dubousset 1984, 1988] : la rotation de la tige concave modifie le plan de la déformation scoliotique. L'instrumentation repose sur deux tiges et plusieurs crochets ouverts, rigidifiés par des Dispositifs Transverses de Traction ou DTT ; l'ensemble est suffisamment rigide pour éviter le port d'un corset après opération (comme la méthode de Luque). L'expérience a montré l'importance de la tige concave (qui médialise l'apex et restore le profil physiologique), et la limite de la correction dans le plan transverse [Gray *et al.*, 1991 ; Lenke *et al.*, 1992 ; De Jonge *et al.*, 2002].

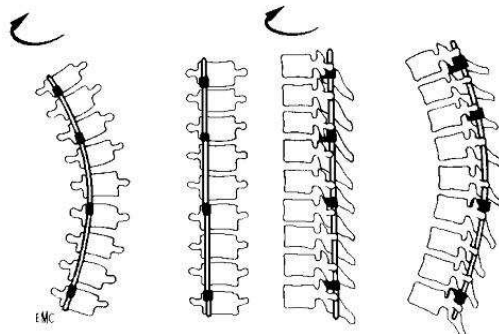


Figure 22 : Rotation de la tige pour l'instrumentation CD.

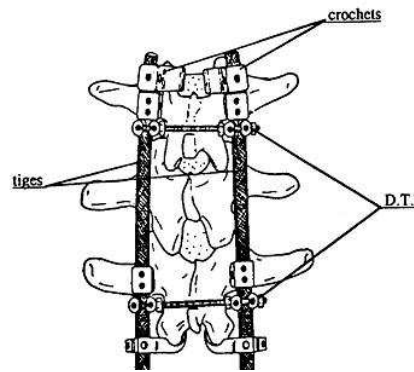


Figure 23 : Stabilisation par DTT.

La technique de modelage *in situ* (ou cintrage *in situ*) a été adaptée à la scoliose par le Professeur Steib [Steib *et al.*, 1995], après sa mise au point pour la correction de la lordose suite à des fractures lombaires [Jackson 1996]. Tout comme la technique Cotrel-Dubousset, la technique de cintrage *in situ* s'appuie sur deux tiges, et sur un ensemble de crochets et de vis pour la liaison tige-vertèbre. Les DTT rigidifient toujours l'ensemble à la fin de l'instrumentation. L'innovation provient de la déformation plastique des tiges à l'aide de fers à cintrer, pour corriger progressivement le profil du rachis dans les trois directions.

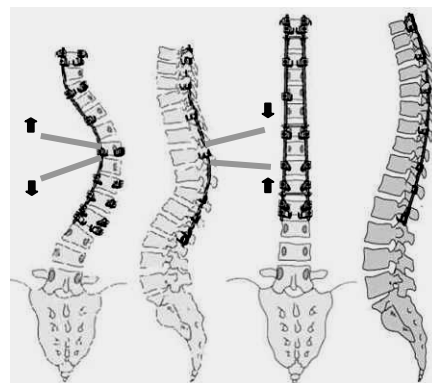
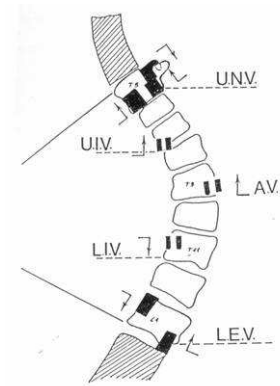


Figure 24 : Cintrages dans les plans sagittaux et frontaux [Steib *et al.*, 2002].

Nous focaliserons notre étude sur ces deux dernières techniques de correction chirurgicale. Multi-segmentaires et à l'action *a priori* tridimensionnelle, les techniques de correction par rotation de la tige (instrumentation CD) et par cintrage *in situ* (CIS) sont aujourd'hui les plus largement employées dans le cadre de la correction chirurgicale de la scoliose.

3.4 LES VERTEBRES STRATEGIQUES [Cotrel & Dubousset 1984]



AV : vertèbre apicale
 UIV & LIV : vertèbres intermédiaires
 UNV : vertèbre extrême supérieure
 LEV : vertèbre extrême inférieure

Figure 25 : Vertèbres instrumentées.

Les techniques de correction chirurgicale segmentaire CD et CIS ont pour objectif un rétablissement tridimensionnel de l'équilibre postural, c'est-à-dire la restauration des courbures sagittales physiologiques et l'harmonisation des courbures frontales. Le planning de la chirurgie s'établit nécessairement avant l'opération, et fixe la stratégie à suivre pour la mise en place de l'instrumentation dans le but d'une correction optimale [Sawatzky *et al.*, 1998]. Il repose sur la définition de vertèbres stratégiques à l'aide des examens cliniques d'évaluation de la flexibilité rachidienne et des radiographies frontales et sagittales pré-opératoires [Cotrel 1986 ; Thompson *et al.*, 1990].

Ces vertèbres stratégiques sont :

- La vertèbre apicale. L'identification de cette vertèbre est importante pour une dérotation du sommet à l'aide de la tige convexe.
- Les zones jonctionnelles.
- Les vertèbres intermédiaires sur lesquelles s'appuie l'ostéosynthèse.
- La vertèbre extrême supérieure, en tenant compte de la cyphose, du déséquilibre des épaules, de la rigidité de la courbure supérieure.
- La vertèbre extrême inférieure, en tenant compte de l'horizontalité des disques libres sous l'arthrodèse, et de leur mobilité. Cette mobilité est appréciée par l'ouverture bilatérale mesurée durant les tests cliniques d'inclinaison latérale [Mason *et al.*, 1991].

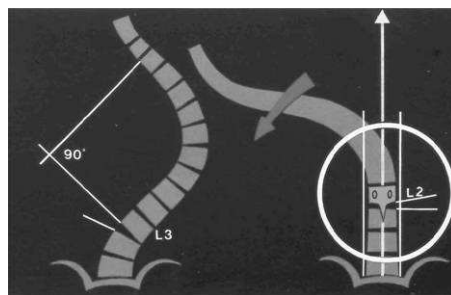


Figure 26 : Zone « stable » pour les vertèbres inférieures.

L'objectif du planning est de limiter l'étendue des niveaux fusionnés, en particulier lombaires : Lenke *et al.*, 1999 montrait qu'un choix efficace des niveaux inférieurs de fusion pour une instrumentation thoracique postérieure conduit naturellement à une réduction de la contre-courbure lombaire.

3.5 LES COMPLICATIONS POST-OPERATOIRES

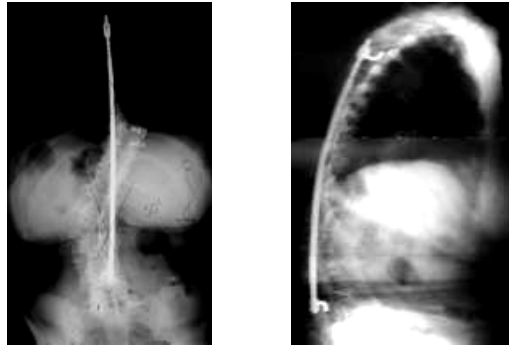


Figure 27 : Radiographies (PAO et LAT) d'une instrumentation Harrington avec décompensation en sagittal.

L'évolution post-opératoire s'accompagne parfois de phénomènes néfastes, qui nécessiteront dans les cas les plus graves une reprise : douleurs, pseudarthroses, instabilité et décompensation, dégradation des segments sus- et sous-jacents à l'instrumentation, complications mécaniques (arrachement des ancrages, rupture d'une tige, etc.)... L'évolution des techniques chirurgicales a permis de limiter leur fréquence, du fait d'une analyse segmentaire de la scoliose et d'une instrumentation mieux adaptée aux efforts générés par la correction. Toutefois, les techniques récentes (CD et CIS) restent encore, dans 20% des cas, le siège de complications post-opératoires. Certaines complications ont des origines en partie identifiées par l'expérience clinique, par exemple :

- Le déséquilibre frontal, lié à une hyper-corrrection ou à une vertèbre extrême supérieure mal définie durant le planning pré-opératoire,
- La décompensation lombaire, liée à une vertèbre extrême inférieure mal définie,
- La dégénérescence cervico-thoracique, liée à une vertèbre extrême supérieure mal définie ou à une mauvaise correction de la cyphose supérieure,
- Les complications mécaniques, liées aux efforts internes excessifs ou mal répartis (du fait de vertèbres stratégiques mal définies), à une hyper-corrrection.



Figure 28 : Décompensation lombaire post-opératoire (instrumentation CD).

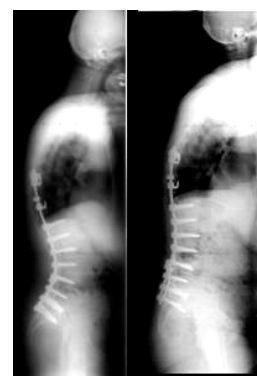


Figure 29 : Evolution post-opératoire et rupture lombaire des tiges (instrumentation CIS).

3.6 CONCLUSION

La scoliose, déformation complexe du rachis, nécessite dans ses formes les plus graves une chirurgie correctrice. Pour la scoliose idiopathique, ces interventions chirurgicales sont dans leur plus grand nombre pratiquées à l'issue de l'adolescence. Les techniques chirurgicales modernes, telles que la technique Cotrel-Dubousset et la technique par cintrage *in situ*, sont dites « segmentaires » : elles réalisent une correction du rachis *a priori* dans les trois plans de l'espace, en fonction des courbures du patient. La réussite de ces chirurgies repose avant tout sur le planning pré-opératoire, c'est-à-dire sur l'identification pertinente des vertèbres à instrumenter.

Malheureusement, une mauvaise identification de ces vertèbres stratégiques, ou une manœuvre per-opératoire inadaptée parce qu'excessive, peut conduire à des complications post-opératoires à plus ou moins long terme. Si de nombreux auteurs soulignent l'importance d'une stratégie chirurgicale personnalisée adaptée à la technique, sa définition reste encore intuitive. L'objectif de la simulation numérique est d'apporter un outil clinique d'aide à la planification chirurgicale, par une analyse pré-opératoire personnalisée des implications d'une stratégie donnée.

CHAPITRE SECOND : REVUE DE LITTÉRATURE

Nous avons vu dans le chapitre précédent un descriptif de la scoliose et des techniques chirurgicales adéquates. Celles-ci ont évolué pour aboutir aux techniques segmentaires. La qualité de la correction dépend de plusieurs facteurs, que de nombreux auteurs ont tâché d'analyser. Malgré cela, des complications post-opératoires restent possibles. Dans un premier temps, nous détaillerons les études cliniques relatives à ces complications d'origine mécanique, afin de mieux cerner les paramètres à explorer grâce à notre outil de simulation de chirurgie. Ensuite, nous établirons une revue de littérature sur les modèles numériques utilisés pour la compréhension de la correction chirurgicale de la scoliose, ainsi que sur les techniques de personnalisation mécanique de ces modèles. Afin d'évaluer la cohérence de notre simulation de chirurgie, nous terminerons notre revue de littérature par les études portant sur l'analyse clinique des différentes étapes de la correction chirurgicale de la scoliose.

1 ETUDES CLINIQUES DES COMPLICATIONS POST-OPERATOIRES.

Une étude réalisée entre 1993 et 2001 [Guigui *et al.*, 2005] reprend 3311 patients opérés d'une déviation rachidienne (90% pour une scoliose) : 21% des 3311 patients ont eu des complications post-opératoires, dont une sur deux s'avérait être d'ordre mécanique. La nécessité d'une reprise était avérée dans 80% des cas de complication mécanique. Les complications post-opératoires peuvent être de natures différentes : douleurs, pseudarthroses, modification de la position des ancrages, rupture de l'instrumentation [Guidera *et al.*, 1993 ; Cook *et al.*, 2000 ; Bagchi *et al.*, 2002]. Le taux de reprise dépend des auteurs, d'une série sans complication (66 patients, Shufflebarger *et al.*, 2004) à 19% de reprise toutes instrumentations confondues dont 24% pour le CD (182 patients, Cook *et al.*, 2000). Toutefois, Perez-Grueso *et al.*, 2000 montre que le risque de douleurs ou d'instabilité liées à une dégénérescence discale dans la partie distale non instrumentée (35 patients scoliotiques, suivi post-opératoire > 10 ans) peut être similaire à une population témoin saine du même âge.

1.1 INFLUENCE DU CHOIX DES VERTEBRES STRATEGIQUES

L'origine des complications post-opératoires peut souvent être identifiée, comme le montre l'étude d'Ibrahim Obeid [Obeid 2005]. L'auteur, dans 21 cas sur 25 dossiers post-opératoires avec complications (dont 2 cas de pseudarthrose), montre que les complications post-opératoires observées vont de pair avec :

- pour la vertèbre extrême inférieure, une rotation vertébrale axiale pré-opératoire importante (5 fois sur 6) ou une inclinaison latérale post-opératoire insuffisamment corrigée (11 fois sur 13),
- une cyphose post-opératoire proximale peu corrigée (4 fois sur 6),
- des anomalies de stratégies (12 dossiers sur 21).

L'auteur met ainsi en avant l'importance de l'identification des vertèbres stratégiques, mais aussi d'une correction post-opératoire suffisante de l'inclinaison de la vertèbre inférieure et de la cyphose des vertèbres adjacentes. De plus, inclure le niveau jonctionnel inférieur dans la zone fusionnée semble une condition nécessaire à un équilibre post-opératoire durable. Et ces conclusions sont partagées par l'ensemble des études cliniques, comme nous allons le voir.

Ainsi, l'exclusion de la vertèbre jonctionnelle inférieure est corrélée à la possibilité d'une décompensation lombaire [Thompson *et al.*, 1990 ; Bridwell *et al.*, 1991 ; Satake *et al.*, 2005], et au risque de déséquilibre frontal post-opératoire [Salanova *et al.*, 2000]. Ce déséquilibre frontal post-opératoire trouve également sa source dans une hypercorrection [Thompson *et al.*, 1990 ; Bridwell *et al.*, 1991 ; Richards *et al.*, 1992].

Dans le plan sagittal, la cyphose jonctionnelle post-opératoire est supposée source de douleur, du fait d'une dégénérescence. Ainsi, l'étude de Lowe *et al.*, 2006 montre que l'arrêt de l'instrumentation au dessus de la vertèbre jonctionnelle inférieure est significativement corrélé à une augmentation de la cyphose jonctionnelle distale. De même, Richards *et al.*, 1989 conclut qu'une instrumentation s'arrêtant sur la vertèbre T12 ou au dessus augmente le risque d'une cyphose jonctionnelle distale. Au contraire, pour la cyphose jonctionnelle proximale post-opératoire à risque, Kim *et al.*, 2005 indique que les risques de développer une telle cyphose jonctionnelle sont indépendants du choix du niveau extrême supérieur : ils sont significativement associés à une thoracoplastie, à une hypercyphose pré-opératoire, à l'emploi d'une instrumentation hybride (crochets proximaux et vis distales), ainsi qu'à un nombre de vertèbres fusionnées importants. Lee *et al.*, 1999 mettait en évidence une corrélation significative entre l'amplitude des cyphoses proximales pré- et post-opératoires.

1.2 INFLUENCE DES ANCRAGES

Si l'influence d'une stratégie adéquate est nécessaire à la minimisation des risques de complications post-opératoires, le choix du type d'instrumentation joue également un rôle important : les complications mécaniques, liées au matériel, restent les plus fréquentes. En effet, le désengagement d'un crochet modifie la répartition des efforts de correction engagés sur le rachis : la tenue des ancrages sera donc abordée, par le biais d'études *in vitro*. Une autre source de complication post-opératoire, l'hyper-correction, peut aussi être liée aux ancrages : la capacité de correction en fonction du type d'ancrage sera abordée dans les études cliniques.

1.2.1 Analyse de la résistance à l'arrachement par essais *in vitro*

Il s'agit, pour les auteurs, de tester la résistance d'ancrages à un effort de traction exercé dans l'axe antéro-postérieur de cet ancrage (essai « pull-out »). La densité minérale osseuse apparaît corrélée à cette résistance à l'arrachement, quel que soit le type de montage [Coe *et al.*, 1990 ; Ruland *et al.*, 1991 ; Butler *et al.*, 1994 ; Halvorson *et al.*, 1994 ; Hackenberg *et al.*, 2002]. Egalement, la résistance à l'arrachement dépend du matériel : en effet, plusieurs auteurs observent des comportements significativement différents en fonction du diamètre des vis [Coe *et al.*, 1990 ; Skinner *et al.*, 1990 ; Ruland *et al.*, 1991 ; Lijenqvist *et al.*, 2001].

Concernant l'influence du type d'ancrage sur l'effort à rupture, les auteurs s'accordent sur une meilleure résistance des vis pédiculaires, puis viennent les pinces, les crochets, et enfin les câbles [Hitchon *et al.*, 2003 ; Lijenqvist *et al.*, 2001 ; Butler *et al.*, 1994]. Le type de pince et de crochets (respectivement [Roach *et al.*, 1990 ; Butler *et al.*, 1994] et [Freedman *et al.*, 1986 ; Tencer *et al.*, 1991 ; Hackenberg *et al.*, 2002]) influence également, mais dans une moindre mesure, la résistance à l'arrachement. Seul Hackenberg *et al.*, 2002 vérifie que le risque de glissement transverse des crochets s'avère significativement plus important pour les crochets (pédiculaires et surtout lamaires) que pour les vis.

Aussi, la vertèbre extrême supérieure de l'instrumentation supporte-t-elle souvent une pince bilatérale (deux couples de crochets pédiculaire et transversaire) : l'utilisation de deux crochets opposés sur une (ou deux) vertèbres permet de réaliser un ancrage plus robuste et d'éviter ainsi un désengagement [Guidera *et al.*, 1993]. Dans la limite inférieure du montage, deux crochets en distraction concave permettent de retrouver la cyphose thoracique tandis qu'une configuration en pince inversante exerce un effet lordosant [Shufflebarger *et al.*, 1990]. De tels montages peuvent

être source de complications post-opératoires, en créant une cyphose post-opératoire locale ou bien en facilitant un désengagement du crochet distal. De nombreux auteurs suggèrent donc l'emploi de vis lombaires.

1.2.2 Pouvoir de correction des ancrages

Nous l'avons vu, la vis pédiculaire permet la prise la plus solide, d'où des risques d'hypercorrection comme nous allons le voir. L'utilisation de vis lombaires à la place des crochets traditionnels limite la perte de correction post-opératoire et réalise une horizontalisation significativement meilleure de la vertèbre extrême inférieure ; elle ne permet pas une meilleure correction des courbures principales thoraciques [Hamill *et al.*, 1996 ; Barr *et al.*, 1997 ; Wimmer *et al.*, 2001 ; Liljenqvist *et al.*, 2002 ; Kim *et al.*, 2004]. Concernant une instrumentation basée uniquement sur des vis, Suk *et al.*, 1995 et Kim *et al.*, 2004 font état d'une correction significativement plus importante dans le plan frontal (avec une réduction plus grande des rotations axiales), pour des corrections sagittales équivalentes.

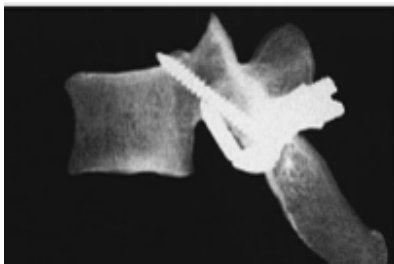


Figure 30 : Crochet alternatif
[Arlet *et al.*, 1999 ; Berlemann *et al.*, 1995].

Les conclusions sont identiques pour Arlet *et al.*, 1999 et Kuklo *et al.*, 2005, en comparant l'effet de crochets simples et de crochets-vis respectivement (ancrage spécifique, *cf.* Berlemann *et al.*, 1995), et des vis mono-axiales et poly-axiales. Il s'agit donc bien d'augmenter la rigidité de l'ancrage vis-à-vis de la vertèbre pour imposer ainsi des manœuvres de correction plus efficaces sur les courbures frontales, plutôt que le nombre même d'ancrages [Sawatzky *et al.*, 1998].

Toutefois, certains auteurs font état des difficultés et risques possibles d'une instrumentation par vis, en particulier pour les niveaux thoraciques [Hirabayashi *et al.*, 1991 ; Mulholland 1994 ; Liljenqvist *et al.*, 1997 ; Papin *et al.*, 1999 ; Lonstein *et al.*, 1999]. Les vis peuvent léser le support osseux lors de leur migration, la mobilité des crochets servant alors de sécurité contre une sollicitation chirurgicale excessive [Halvorson *et al.*, 1994 ; Yerby *et al.*, 1997]. Et nous devons également rappeler que l'hyper-correction peut être la source d'un déséquilibre frontal post-opératoire. Enfin, les Dispositifs Transverses de Traction (DTT) viennent rigidifier l'ensemble tige-crochets en particulier en torsion [Dick *et al.*, 1997], dans le même ordre de grandeur qu'un montage basé sur une instrumentation uniquement par vis [Wood *et al.*, 2000].

1.3 CONCLUSION

Comme nous l'avons vu, l'origine des complications post-opératoires peut souvent être identifiée. Le choix des vertèbres stratégiques conditionne bien évidemment le risque de complications post-opératoires ; également, le type d'ancrage, du fait d'une qualité variable de la liaison vertèbre-tige, induit des risques d'hyper-correction et de complications mécaniques. Il apparaît alors évident qu'un outil de simulation de chirurgie peut aider le clinicien à établir son planning pré-opératoire, dans son choix des vertèbres stratégiques tout autant que dans le type d'ancrage à employer en fonction de la correction désirée.

Tableau 1 : Récapitulatif des articles analysant les causes de complications post-opératoires pour différentes techniques opératoires de correction de la scoliose idiopathique.

Références	Instrumentation	Nombre de patients	Suivi post-op : moy. (min-max)	Fréquence des complications	Complications post-opératoires étudiés				Causes des complications post-opératoires					
					Cyphose jonctionnelle	Déséquilibre	Décompensation lombaire	Autres	Niveau inférieur de l'instru.	Hyper-correction	Cyphose jonctionnelle pré-opératoire	Stratégie	Cyphose-Lordose	Positions & orientations vertébrales pré-opératoire
Richards <i>et al.</i> , 1989	CD	53	12 mois (2-27 mois)	33%	Proximale				≥ T12					
Thompson <i>et al.</i> , 1990	CD	30	1 semaine	33%					Exclusion de ZJ inf.					
Bridwell <i>et al.</i> , 1991	CD	82	(12-44 mois)	18%					Exclusion de ZJ inf.					
Richards <i>et al.</i> , 1992	CD ou TSRH	24	24 mois (6-59 mois)	30%										
Lee <i>et al.</i> , 1999	CD ou TSRH	69	24 mois	46%	Proximale						Cyphose proximale > 5°			
Salanova <i>et al.</i> , 2000	CD	122	36 mois (24-108 mois)	entre 10% et 70%										
Satake <i>et al.</i> , 2005	Antérieure et combiné	61 dont : 48 en antérieur, et 13 en combiné	(24-72 mois)	/										Inclinaison & position frontale de la vertèbre extrême inférieure instrumentée
Kim <i>et al.</i> , 2005	Postérieures	193	84 mois (60-204 mois)	26%	Proximale							Vis lombaires	Hyper-cyphose (T5-T12) pré-op	
Obeid 2005	CD	54	(18 - 60 mois)	46%				Arrachement d'implants Dégradation des niveaux adjacents à l'instrumentation Pseudarthroses			Cyphose proximale			Inclinaison & rotation axiale de la vertèbre extrême inférieure instrumentée
Lowe <i>et al.</i> , 2006	Antérieures et Postérieures	375 dont : 238 en antérieur, 137 en postérieur	24 mois	4% pour les instru. anté. 7% pour les instru. post.	Distale				Exclusion de ZJ inf.					

Tableau 2 : Récapitulatif des articles comparant les différents ancrages à partir des résultats post-opératoires.

Références	Instrumentation	Nombre de patients	Suivi post-op : moy. (min-max)	Nombre de patients instrumentés par :			Angle de Cobb Thoracique			Angle de Cobb Lombar			Correction des courbures sagittales			Correction de la rotation apicale axiale			Correction de l'inclinaison de la vertèbre instrumentée extrême inférieure (LIV)			Correction de la gibbosité			Perte de correction post opératoire		
				Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires	Vis	Crochets	Crochets & vis lombaires
Suk <i>et al.</i> , 1995	CD	68	(25-52 mois)	23 (sur une stratégie pour une instru. par crochet)	31		66%	55%		67%	57%		Correction équivalente			26%	19%		Pas de correction					Angle de Cobb			
				24			72%			70%				59%									1% et 2%	6%			
Hamill <i>et al.</i> , 1996	CD	44	> 24 mois		22	22		Correction équivalente			38%	52%							50%	80%							
Barr <i>et al.</i> , 1997	CD	39	42 mois (24-96 mois)		19	20		Correction équivalente			47%	67%		Correction équivalente					11%	62%					Angle de Cobb 13% 5% inclinaison LIV 26% 5%		
Wimmer <i>et al.</i> , 2001	CD	66	48 mois (24-84 mois)		33	33		Correction équivalente			Correction équivalente			Correction équivalente			Correction équivalente			Pas de correction						Angle de Cobb 10% 3%	
Liljenqvist <i>et al.</i> , 2002	CD	99	84 mois (24-144 mois)		49	50		41%	50%		47%	55%		Correction équivalente			Pas de correction		48%	66%						Angle de Cobb 7% 4%	
Kim <i>et al.</i> , 2004	CD et Antérieure	52, dont : 48 par instru. CD, 4 par instru. Anté.	> 24 mois	26	26			50%	76%					Correction équivalente					50%	70%						Angle de Cobb 8% 5%	
Kuklo <i>et al.</i> , 2005	Postérieures	35	> 24 mois	Mono-axiales (n=15)			Vis Mono-														Vis Mono-						
				Poly-axiales (n=20)			Vis Poly -													Vis Poly -							

2 SIMULATION NUMERIQUE DE TECHNIQUES DE CORRECTION DE LA SCOLIOSE.

Les méthodes de traitement de la scoliose idiopathique ont évolué au cours du temps. La meilleure compréhension de cette pathologie complexe permet aujourd'hui la mise en œuvre de traitements chirurgicaux autant qu'orthétiques combinant différents mécanismes de correction. Toutefois, les risques de complications post-opératoires restent présents. La modélisation numérique s'avère alors un outil puissant pour la compréhension des phénomènes de correction, la comparaison des techniques et l'élaboration de stratégies personnalisées. Nous exposerons ici différents auteurs ayant contribué, par leurs travaux dans le domaine de la simulation numérique, à l'élaboration d'outils d'aide au clinicien dans son appréhension de la correction de la scoliose (cf. tableau en fin de section).

Nous observons certains invariants pour l'ensemble des modèles exposés ci-dessous. Dans la grande majorité des cas en effet, la colonne vertébrale est modélisée par des éléments barres (uni- ou bi-directionnels) et poutres. L'ensemble des dimensions des corps vertébraux, du sternum et des côtes, ainsi que les propriétés mécaniques des parties molles (disques et ligaments) proviennent, sauf indication contraire, de données accessibles dans la littérature.

2.1 MODELES 2D

2.1.1 Description des modèles simplifiés

Limité par les capacités de calcul ou pour simplifier une analyse, certains auteurs [Patwardhan *et al.*, 1986 ; Jayaraman *et al.*, 1989 ; Viviani *et al.* 1986] réduisent leurs modèles au plan frontal.

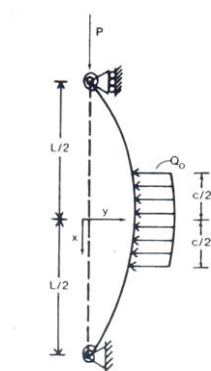
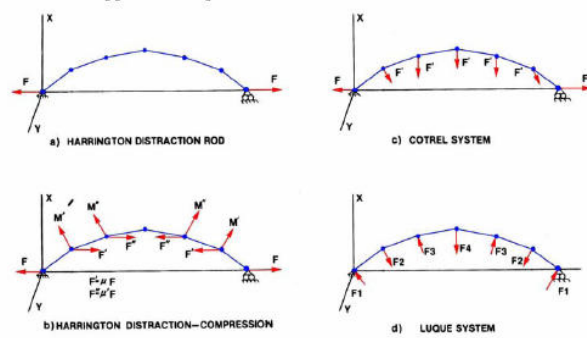


Figure 31 : Modèle mathématique
[Patwardhan *et al.*, 1986].

Ainsi, Patwardhan construit un modèle reposant sur la théorie des poutres courbes en assimilant le rachis à un système mécanique continu, homogène isotrope. L'auteur se propose d'étudier le rôle de différentes orthèses (corsets de Milwaukee et de Boston) en évaluant la stabilité globale du système rachis-orthèse par la notion de charges critiques sur une géométrie, modélisée par une équation mathématique. Ses conclusions après application de différents chargements indiquent qu'une courbure double majeure est plus stable qu'une courbure simple, et que le port d'une orthèse s'avère efficace uniquement pour les courbures modérées.

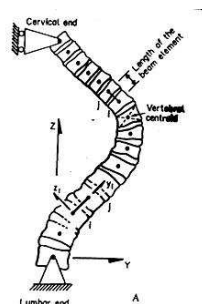
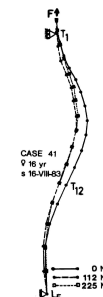
Jayaraman met en place un modèle mathématique représentant les niveaux compris entre T1 et T7. Son étude porte sur la comparaison de différentes techniques chirurgicales (Harrington avec distraction puis distraction-compression, CD, Luque), en appliquant des efforts purs sur une courbure artificielle (équation mathématique).

Figure 32 : Modèle mathématique [Jayaraman *et al.*, 1989].

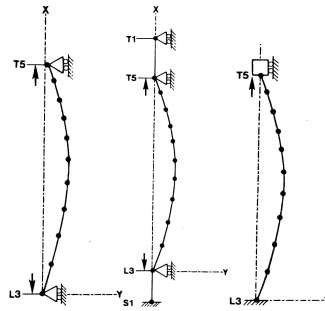
Il conclut que si les techniques CD et Luque sont les plus efficaces en terme de correction de l'angle de Cobb et des inclinaisons latérales, la technique Luque s'avère particulièrement adaptée aux scolioses modérées (Cobb $< 30^\circ$).

Enfin, le modèle de Viviani [Viviani *et al.*, 1986 ; Ghista *et al.*, 1988 ; Subbaraj *et al.*, 1989] est une succession de poutres modélisant à la fois le disque intervertébral et la vertèbre, la géométrie étant issue de radiographies frontales ((T1-T2-T3)-(L3-L4-L5)). Ce modèle est personnalisé mécaniquement à partir de données *in vivo* (cf. chapitre suivant). L'étude porte sur la simulation d'une instrumentation combinée Harrington-Luque sur dix patients scoliotiques (application directe d'efforts). Définissant un facteur de correction basé sur l'écart frontal des courbures post-opératoires et simulées, les auteurs affichent des résultats corrects à 5%, en grande partie grâce à la personnalisation mécanique et géométrique.

2.1.2 Personnalisation mécanique des modèles « poutre »

Figure 33 : Modèle EF de Viviani [Viviani *et al.*, 1986].Figure 34 : Personnalisation mécanique par traction sur le modèle de Viviani [Ghista *et al.*, 1988].

Vanderby *et al.*, 1986 et Viviani *et al.*, 1986 proposent une technique de personnalisation mécanique de leur modèles « poutre » ; seule la dernière équipe utilise son modèle pour la simulation de chirurgie. Dans les deux cas, les auteurs se limitent à un modèle filaire simple composé d'une succession de poutres, ne représentant qu'une portion du rachis. Il s'agit de minimiser l'écart de la position des vertèbres entre le résultat de la simulation et des données *in vivo* (mesures directes sur des radiographies). Si pour Viviani, les données *in vivo* (disponibles uniquement dans le plan frontal) sont issues d'un test standard de traction (à effort connu) pour l'évaluation clinique de la flexibilité du rachis, Vanderby se base sur le résultat frontal et sagittal de la correction chirurgicale par la technique Harrington, et pondère chaque écart par l'erreur de mesure correspondante. D'où l'élaboration pour ce dernier d'un système de mesure per-opératoire des efforts de traction, avant et après relaxation du rachis. Les deux auteurs se basent sur un outil d'optimisation numérique, avec comme variables d'état les modules d'Young pour Viviani, et les trois moments d'inertie de chaque poutre pour Vanderby (modèle 3D), ceci à chaque élément « poutre » modélisant un niveau vertébral.

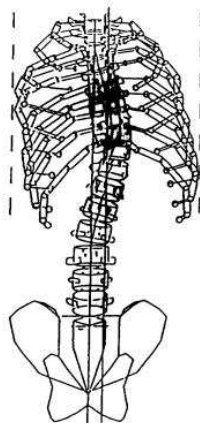
Figure 35 : Variation de Conditions aux Limites [Vanderby *et al.*, 1986].

L'étude de Vanderby porte sur un patient scoliotique idiopathique, et montre le rôle important des conditions aux limites sur la répartition des rigidités. Notons que des conditions aux limites rigides permettent dans leur cas une augmentation des rigidités rachidiennes autour de l'apex. Quant à Viviani, l'application de l'outil de personnalisation des propriétés mécaniques à dix patients scoliotiques (idiopathiques ?) montre une grande variabilité dans la répartition des rigidités rachidiennes, tout en laissant supposer au regard des résultats publiés l'impossibilité pour l'algorithme d'introduire des discontinuités mécaniques.

Figure 36 : Répartition personnalisée des rigidités rachidiennes à partir du modèle de Viviani [Subbaraj *et al.*, 1989].

2.2 MODELES 3D

2.2.1 Modèle éléments-finis de Belytschko, Shultz, Andriacchi et Closkey

Figure 37 : Modèle EF [Closkey *et al.*, 1992].

Ces auteurs mettent au point un modèle éléments-finis complet du rachis, sans personnalisation mécanique ou géométrique mais ajusté pour se confondre dans le plan frontal avec la déformation spinale [Wynarsky & Schultz 1991]. Des barres bi-directionnelles modélisent les facettes articulaires [Belytschko *et al.*, 1973 ; Schultz *et al.*, 1973]. La représentation de la cage thoracique en éléments indéformables d'abord [Andriacchi *et al.*, 1974], sera modifiée pour une modélisation poutre [Closkey *et al.*, 1992-1993]. Dans le cadre de la validation du modèle éléments-finis, Andriacchi *et al.*, 1974 analyse l'influence apportée par la cage thoracique sur le comportement de chaque unité fonctionnelle. Closkey *et al.*, 1992-1993 étudie les modifications engendrées par la progression de déformations scoliotiques artificiellement reproduites, en n'observant qu'une faible modification du volume thoracique.

Schultz *et al.*, 1973 se sert du modèle pour simuler les corrections de scoliose par chirurgie (méthode Harrington) sur neuf sujets, n'observant aucune dérotation des vertèbres apicales, à moins de réaliser une discectomie. Andriacchi *et al.*, 1976 emploie le modèle pour modéliser une correction par orthèse (corset de Milwaukee), déduisant après l'analyse de 68 patients scoliotiques idiopathiques neuf types de rachis différents pour cinq configurations de correction : l'étude conclut à une action limitée des efforts axiaux dans la correction, au contraire des efforts latéraux. Enfin, Wynarsky *et al.*, 1991 analyse l'influence d'une correction de la scoliose par stimulation musculaire [Takashima *et al.*, 1979] et orthèse (corset de Boston) pour une géométrie. Les auteurs utilisent un algorithme d'optimisation pour déterminer les meilleures répartitions d'efforts musculaires et extérieurs afin de minimiser les rotations vertébrales, la gibbosité et les angles de Cobb. Si les auteurs montrent le couplage entre la correction des courbures et celle de la rotation vertébrale axiale, l'étude met également en évidence une action correctrice majeure par activation musculaire, contrairement à la littérature. Dans tous les cas, la technique chirurgicale d'Harrington et la correction par orthèse ont été modélisées par l'application de forces. Toutefois, aucune validation du modèle numérique par des données *in vivo* n'est exposée.

2.2.2 Modèle éléments-finis de Gardner-Morse et Stokes

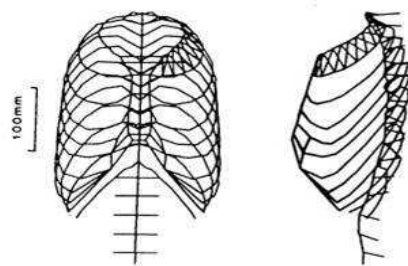


Figure 38 : Modèle EF [Stokes *et al.*, 1990].

Gardner-Morse *et al.*, 1990 introduit le concept d'élément poutre équivalent pour la représentation du disque intervertébral dans un modèle 3-D de la colonne vertébrale avec cage thoracique. La géométrie est obtenue par reconstruction stéréoradiographique ; les facettes articulaires et les liaisons costo-vertébrales et costo-transverses (CV-CT) sont représentées par des éléments de contacts ponctuels.

La validation expérimentale du modèle s'avère peu concluante : d'après les auteurs, le modèle représente une géométrie d'adolescent, et ne peut être comparé avec des données issues de sujets adultes. Ces auteurs étudient tout de même deux techniques de correction chirurgicale. La simulation de technique Harrington sur six patients [Stokes *et al.*, 1993] met en avant certaines incohérences, à savoir une correction contraire dans le plan sagittal aux données *in vivo*, pour une correction de l'angle de Cobb surestimée et une élévation du rachis sous-estimée. En ce qui concerne la simulation de la technique CD sur six patients [Gardner Morse *et al.*, 1994], les auteurs montrent que 50% de la correction a lieu à la mise en place de la première tige, tandis que la rotation de la tige augmente la cyphose et la rotation vertébrale apicale. Notons que si la courbure de la tige est issue des stéréoradiographies post-opératoires, la simulation de la technique CD se limite à trois étapes : la mise en place de la première tige, sa rotation de 90°, enfin la fermeture des crochets. Ces auteurs expliquent les incohérences et écarts observés avec les données cliniques, par l'absence d'une personnalisation mécanique du modèle. Afin de reproduire au mieux les configurations rachidiennes post-opératoires *in vivo*, les auteurs modifient les propriétés mécaniques des poutres modélisant les disques inter-vertébraux [Stokes *et al.*, 1995].

2.2.3 Modèle éléments-finis de Poulin, Aubin *et al.*

L'équipe du LIS3D-LMBCAO-Montréal développe un modèle corps-rigide (méthode de résolution explicite), dans l'objectif de simuler des corrections par la technique chirurgicale CD. Ce modèle 3D représente les vertèbres comme des corps rigides articulés par des joints sphériques. Poulin *et al.*, 1998 soulève la nécessité de sa personnalisation mécanique. La localisation des joints sphériques est issue de données *in vivo* [Petit *et al.*, 2004a] et leurs rigidités sont ensuite personnalisées [Petit *et al.*, 2004b] à partir d'une optimisation des angles de Ferguson (*cf.* chapitre suivant).



Figure 39 : Modèle Corps Rigides
[Verniest *et al.*, 2002 ; Petit *et al.*, 2004b].

La simulation de la correction chirurgicale CD est réalisée sur trois patients scoliotiques [Aubin *et al.*, 2003], en prenant en compte trois étapes uniquement : mise en place de la première tige, rotation de 90°, puis enfin fermeture des crochets. Le modèle donne des écarts par rapport au post-opératoire de 6° en cyphose, 8° pour la rotation axiale à l'apex, 6° pour l'angle de Cobb de la courbure principale.

Si le modèle s'avère rapide (30s à 1min 30 pour la simulation partielle de correction chirurgicale), nous notons cependant d'importantes limites à ce modèle. L'option des corps rigides ne permet plus d'avoir accès aux contraintes (dans l'instrumentation, dans les vertèbres ou dans les disques par exemple), ce qui pourrait s'avérer pénalisant à terme. De plus, ce modèle ne représente qu'une partie du rachis : tant l'équilibre global post-opératoire du patient que le comportement de l'ensemble des niveaux non-instrumentés ne peuvent être considérés. Également, la liaison sphérique modélise globalement le comportement de l'unité fonctionnelle : la prise en compte de gestes per-opératoires spécifiques est impossible, comme la discectomie, la résection des facettes articulaires ou bien la suppression de ligaments postérieurs spécifiques. Ensuite, le comportement de ces liaisons sphériques semble linéaire ; or la littérature scientifique s'accorde sur un comportement fortement non-linéaire de l'unité fonctionnelle. Enfin, cette simulation se limite aux manœuvres de la première tige, et la cohérence de l'outil reste évaluée sur trois patients.

2.2.4 Modèle éléments-finis du Laboratoire de Biomécanique

L'équipe du Laboratoire de Biomécanique développe une modélisation éléments-finis du rachis, d'abord suivant un modèle poutre 3D simplifié [Portier 1991]. Describes 1995 et Aubin *et al.*, 1995 s'appuient sur ce modèle poutre pour proposer un modèle éléments-finis global complet comportant le rachis thoraco-lombaire, le sternum et la cage thoracique ; la géométrie est personnalisée par reconstruction stéréoradiographique. Les données mécaniques complémentaires proviennent de la littérature et d'essais expérimentaux *in vitro* sur différentes unités fonctionnelles. Des éléments de contact représentent les facettes articulaires et les joints CV-CT. Le modèle a été évalué à partir de tests en inclinaison latérale pour des sujets sains, et a permis d'apprécier l'influence de différents paramètres géométriques et mécaniques. Des différences de comportement apparaissent toutefois en ce qui concerne les sujets scoliotiques, d'après Describes probablement du fait de la non-personnalisation des propriétés mécaniques.

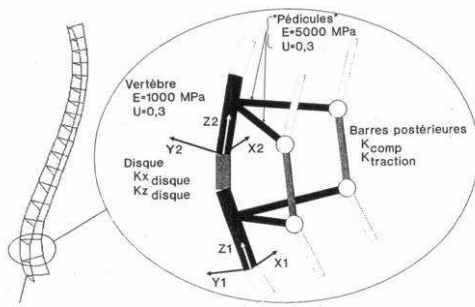
Figure 40 : Modèle EF [Portier *et al.*, 1993].

Figure 41 : Modèle EF [Descrimes 1995].

• Etudes menées au sein du LIS3D-LMBCAO-Montréal

Le modèle éléments-finis, constitué du rachis et de la cage thoracique, a été utilisé par l'équipe du LIS3D-LMBCAO-Montréal pour l'étude de la correction par corset de Boston. Ainsi l'étude de Gignac *et al.*, 1998-2000 porte-t-elle sur l'optimisation des efforts de correction. S'il n'y a pas de validation *in vivo*, l'auteur souligne les problèmes de convergence du modèle (60% et 35% suivant les études) ainsi que les longs temps de calcul (12h par patient). La comparaison avec des données *in vivo* est réalisée par Périé [Périé *et al.*, 2002, 2003, 2004a], qui simule jusqu'à douze patients traités par orthèse en appliquant les efforts équivalents aux pressions *in vivo* mesurées à l'aide d'une nappe de pression. L'auteur développe ensuite un modèle éléments-finis de corset (acquisition de la géométrie par stéréoradiographie), entrant en contact avec une modélisation du tronc (cage thoracique et abdomen) [Périé *et al.*, 2004b]. Si les résultats en terme de pression sont comparables aux données *in vivo*, cette simulation et sa validation ne porte actuellement que sur un seul patient et demande à être étendue. Enfin, le modèle sert à simuler une correction chirurgicale par raccourcissement ou allongement des côtes : un plan d'expérience permet à Gréalou *et al.*, 2002 de tester différentes stratégies de correction, pour conclure sur la correction mineure de ce type d'intervention.

• Etudes menées au sein du Laboratoire de Biomécanique

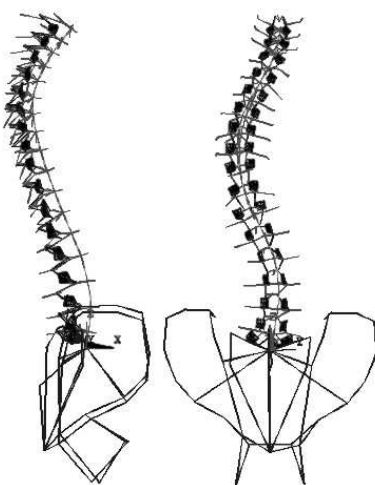


Figure 42 : Modèle EF du LBM (parties osseuses).

Le modèle global par éléments-finis que nous utilisons au Laboratoire de Biomécanique représente la synthèse d'une décennie de travaux [Descrimes 1995, Le Borgne 1998, Lafage 2002, Dumas 2002]. Cette recherche aboutit à la simulation de corrections chirurgicales sur un modèle global 3D qui représente explicitement les vertèbres, les disques intervertébraux, le système ligamentaire postérieur, les ligaments épineux transverses et jaunes, les facettes et capsules articulaires ; le modèle s'appuie sur une représentation par éléments barres et poutres élastiques, et tient compte des facettes articulaires à l'aide de contacts surfaciques. L'effet de la cage thoracique est intégré implicitement dans la modélisation des unités fonctionnelles. Les non-linéarités, dues aux grands déplacements et aux contacts, sont prises en compte.

Une méthode heuristique de personnalisation des propriétés mécaniques a été mise en place [Leborgne *et al.*, 1998a ; Lafage *et al.*, 2004] (*cf.* chapitre suivant). Ce modèle a abouti à la simulation de la chirurgie CD pour dix patients : il s'agit de simuler toutes les étapes majeures de la correction chirurgicale, depuis le positionnement du patient sur la table d'opération jusqu'à la mise en place de la deuxième tige et des dispositifs transverses de traction. La comparaison avec les données post-opératoires, analysées après stéréoradiographie, donne un écart moyen en terme de position vertébrale de 6mm (maximum 12mm) et de 5° (maximum de 13°) pour les orientations vertébrales. Egalement, l'auteur étudie trois stratégies alternatives pour un patient, aboutissant à la conclusion que la modification d'un niveau dans le choix de la zone de fusion aboutit à des modifications majeures dans l'équilibre global du patient. Enfin, ce modèle permet de modéliser la correction chirurgicale par instrumentation CIS sur deux patients, avec des écarts du même ordre de grandeur que pour la chirurgie CD [Dumas *et al.*, 2005]. La principale limite du modèle réside dans les difficultés de convergence de la simulation de chirurgie, nécessitant d'adapter le calcul à chaque cas simulé.

2.2.5 Personnalisation mécanique des modèles 3D

Petit *et al.*, 2004b et Lafage *et al.*, 2004 posent le problème de la personnalisation des propriétés mécaniques pour des modèles corps-rigides ou éléments-finis tridimensionnels et complexes, et évaluent leur algorithme respectif sur 10 patients scoliotiques idiopathiques. Dans les deux cas, il s'agit d'utiliser un test clinique standard d'inclinaison latérale (actuellement le plus représenté en routine clinique), en utilisant le sens d'inclinaison permettant l'ouverture de chaque courbure. Toutefois, là où Petit se limite à optimiser les propriétés mécaniques à partir des écarts sur les angles de Ferguson entre données *in vivo* et simulation (erreur de mesure estimée à 1.8°), Lafage tient compte des écarts portant sur les positions frontales, les rotations axiales et les inclinaisons des 17 vertèbres. De plus, tandis que les variables de design pour l'optimisation de Petit portent uniquement sur les rigidités des joints modélisant le comportement en inclinaison latérale, Lafage joue sur les moments d'inertie des poutres représentant le comportement de chaque disque en inclinaison latérale et en rotation axiale.

Enfin, la dernière des grandes différences entre ces deux études provient de la méthode de détermination des coefficients de rigidité : Lafage utilise une identification heuristique des rigidités, méthode longue (jusqu'à une semaine de calcul) et aux résultats fortement corrélés à l'expérience de l'utilisateur, mais guidée par la connaissance clinique de la pathologie. Au contraire, Petit utilise un algorithme automatisé par optimisation (méthode du gradient) agissant en aveugle, sachant que le modèle corps-rigide employé par l'auteur s'avère bien plus rapide à la convergence que le modèle éléments-finis de Lafage.

Lafage conclut qu'un rachis sain est globalement plus souple qu'un rachis scoliotique, malgré des variations inter-individuelles importantes. De même, Petit note que les courbures thoraciques sont globalement plus rigides (70% des cas), de même que les courbures lombaires (70% des cas) ; toutefois, l'auteur met en avant la possibilité d'une convergence vers un minimum local pour les techniques classiques d'optimisation, ce qui expliquerait certains résultats éloignés de l'expertise clinique.

2.3 CONCLUSION

Bien que différentes techniques de correction par orthèses (corset de Boston, de Milwaukee) ainsi que différentes techniques chirurgicales (Harrington, Luque, CD, CIS) aient été simulées au cours des vingt dernières années, les équipes ayant travaillé sur le sujet restent peu nombreuses. Si certaines études montrent la possibilité d'utiliser la simulation numérique afin d'évaluer les techniques et d'optimiser la correction de la scoliose, nombreuses sont celles qui mettent en avant les écarts parfois importants observés avec les données *in vivo* : d'où la nécessité d'une telle comparaison, afin de valider la cohérence d'un modèle et la validité des hypothèses simplificatrices avant de l'utiliser plus largement.

Les raisons de ces écarts semblent dues pour certains auteurs à la personnalisation inévitable des propriétés mécaniques et de la géométrie. Les études numériques précédentes montrent qu'une personnalisation mécanique du comportement d'un rachis scoliotique pose certaines difficultés. Tout d'abord, l'ensemble des auteurs base la recherche de solution sur des données *in vivo* issues du test clinique standard : l'inclinaison latérale reste le test clinique de flexibilité le plus répandu dans le milieu clinique. Toutefois, sa capacité à mettre en évidence les comportements asymétriques n'est exploitée par aucun auteur : tous proposent en effet une modélisation symétrique des unités fonctionnelles.

Pour l'ensemble des auteurs, le processus de personnalisation combine des cycles de simulations éléments-finis et d'adaptation des propriétés mécaniques : une identification heuristique, longue et opérateur-dépendante, ne s'envisage pas en routine clinique. Et les techniques d'optimisation classiques ne sont pas directement exploitables : les répartitions de rigidités montrent de grandes variabilités inter-individuelles, rarement en accord avec l'observation clinique [Petit *et al.*, 2004b ; Vanderby *et al.*, 1986 ; Viviani *et al.*, 1986]. Une recherche guidée par une connaissance *a priori* de la pathologie permet de confiner les solutions dans un domaine réaliste au regard de la connaissance clinique.

Enfin se pose la question des données d'entrée du problème d'optimisation. Un rachis scoliotique peut présenter certaines discontinuités comportementales ; et la cinématique des unités fonctionnelles paraît découplée, en terme de rotation axiale et d'inclinaison. Aussi, si nous voulons personnaliser à la fois le comportement en rotation axiale et en inclinaison de l'ensemble des 17 vertèbres, seules conviendront des variables de design modifiant localement des rigidités spécifiques (tels les moments d'inertie). Et nous ne pourrions nous satisfaire de fonctions à minimiser basées sur des paramètres quantifiant uniquement la réduction globale des courbures dans le plan frontal (comme l'angle de Cobb ou de Ferguson). Egalement, la robustesse de la solution devra être considérée, afin de minimiser l'opérateur-dépendance.

Un modèle EF, au comportement ainsi personnalisé, servira de base à un outil de simulation personnalisé de correction chirurgicale. Dans une perspective clinique, le processus de personnalisation mécanique doit être automatique, rapide, et la solution cohérente avec la clinique.

Concernant les simulations de chirurgie, la cohérence de tels outils (pour les rares auteurs l'ayant évaluée) se fait au regard des données post-opératoires *in vivo*, le comportement durant des étapes majeures de la chirurgie est le plus souvent laissé dans l'ombre. Nous relevons pour l'ensemble des auteurs le faible nombre de dossiers cliniques simulés, dû à la collecte des données et aux difficultés de convergence. En effet, les modèles éléments-finis classiques posent parfois des

problèmes de convergence, d'où la difficulté de les envisager pour une exploitation routinière dans le cadre clinique. Si la modélisation explicite corps-rigide semble une solution, le seul modèle de ce type présente, comme nous l'avons vu, plusieurs limites. L'outil de simulation de chirurgie développé au Laboratoire de Biomécanique a les avantages d'une modélisation 3D complète du rachis et de la cage thoracique, entièrement personnalisée, aux unités fonctionnelles détaillées ; l'ensemble des étapes de la chirurgie CD a été intégré, et la cohérence du résultat post-opératoire évaluée sur le plus grand nombre de patients. La convergence des calculs nécessite cependant encore l'adaptation de paramètres par un opérateur qualifié.

L'objectif de notre travail répond à la mise en œuvre d'un outil clinique, en se concentrant sur une amélioration de la stabilité du modèle EF initial, pour une simulation opérateur-indépendante de la chirurgie personnalisée de la scoliose. Aussi, le dernier chapitre de cette étude bibliographique est-il consacré aux études cliniques relatives aux différentes étapes de la chirurgie, pour que nous puissions réaliser la validation la plus complète possible.

Tableau 3 : Récapitulatif des modèles numériques ayant servi à la simulation de correction chirurgicales de la scoliose.

	Modélisation						Simulation de la correction					Validation par mesures <i>in vivo</i>		Remarques des auteurs			
Références	Modèle d'origine			Unité fonctionnelle	Personnalisation		Type de correction			Modélisation explicite de l'instrumentation (ou de l'orthèse)	Chirurgie Complète		Nombre de patients				
					Géométrique	Mécanique	Corset	Chirurgie	Autre								
Schultz <i>et al.</i> , 1973	Schultz <i>et al.</i> , 1973	3D	T1-Bassin	Détaillée	OUI	NON	/	Harrington	/	NON (efforts éq.)	NON	NON	/	/			
Schultz <i>et al.</i> , 1974			Cage thoracique	Mesures directes sur radios	NON	Milwaukee	/	Actions musculaires									
Andriacchi <i>et al.</i> , 1976																	
Wynarsky & Schultz, 1991						Boston											
Patwardhan <i>et al.</i> , 1986	/	2D	T4-L3	Simplifiée	OUI Mesures directes sur radios	NON	Milwaukee	/		NON (efforts éq.)	NON	NON	/	/			
Viviani <i>et al.</i> , 1986	/	2D	(T1-T2-T3)-(L3-L4-L5)	Simplifiée	OUI	OUI	/	Harrington	/	NON (efforts éq.)	NON	OUI	10	/			
Subbaraj <i>et al.</i> , 1989					Mesures directes sur radios												
Ghista <i>et al.</i> , 1988																	
Jayaraman <i>et al.</i> , 1989	/	2D	T1-T7	Simplifiée	NON	NON	/	Harrington, CD, Luque	/	NON (efforts éq.)	NON	NON	/	/			
Stokes <i>et al.</i> , 1993	Gardner	3D	T1-L5	Simplifiée	OUI	NON	/	Harrington	/	NON (efforts éq.)	NON	OUI	6	Pbe de la personnalisation mécanique du modèle : ajustement des propriétés mécaniques en fonction des résultats post-opératoires			
Gardner Morse <i>et al.</i> , 1994	Morse <i>et al.</i> , 1990		Cage thoracique		Stéréo-radiographie			CD		OUI	NON	OUI	6				
Poulin <i>et al.</i> , 1998	Poulin <i>et al.</i> , 1998	3D	T4-L1	Simplifiée	OUI	NON	/	CD	/	OUI	NON	OUI	1	Pbe de la personnalisation mécanique du modèle			
Aubin <i>et al.</i> , 2003					Stéréo-radiographie	OUI						OUI	3		/		
Gignac <i>et al.</i> , 1998, 2000	Descrimes 1995	3D	T1-Bassin	Détaillée	OUI	NON	Boston	/		NON (efforts éq.)	/	NON	/	Pbe de convergence			
Périer <i>et al.</i> , 2002, 2003, 2004 [a-b]			Cage thoracique		Stéréo-radiographie					OUI (corset)		OUI	de 3 à 12		Pbe de la personnalisation mécanique du modèle		
Gréalou <i>et al.</i> , 2002							/	Chirurgie costale	/	NON	NON	NON	/	Temps de calcul important			
Leborgne <i>et al.</i> , 1998b	Descrimes 1995	3D	T1-Bassin	Détaillée	OUI	OUI	/	CD	/	OUI	NON	OUI	1	Faisabilité de la simulation de chirurgie			
Leborgne 1998			Cage thoracique		Stéréo-radiographie						OUI	/	CIS	OUI	OUI	10	Opérateur-dépendance de la simulation
Lafage <i>et al.</i> , 2004															OUI	OUI	
Dumas <i>et al.</i> , 2005																	

Tableau 4 : Récapitulatif des techniques numériques d'identification des propriétés mécaniques pour les patients scoliotiques.

Références	Modélisation			Personnalisation mécanique												
				Données <i>in vivo</i> :	Algorithme	Fonction objective		Variables d'ajustement		Nombre de patients	Validation		Rigidités rachidiennes post- personnalisation			
											Ecart quantifié					
											Paramètres globaux	Paramètres locaux vertébraux				
		UF	Tests cliniques ou autre		Paramètres	Nombre de paramètres	Type	Nombre					Apex	Thoracique	Lombaire	Variabilités inter-individuelle
Vanderby <i>et al.</i> , 1986	3D	T5-L3	Simplifiée	Données per-op.	Optimisation numérique	Positions frontale et sagittale	2 x 11	2 moments d'inertie + aire / UF	3 x 10	1	NON		Fonction des conditions aux limites			NC
Subbaraj <i>et al.</i> , 1989 Ghista <i>et al.</i> , 1988 Viviani <i>et al.</i> , 1986	2D	(T1-T2-T3) & (L3-L4-L5)	Simplifiée	Traction	Optimisation numérique	Position frontale	De 15 à 17	Module d'Young / UF	De 14 à 16	10	NON		NC	50% rigides	50% rigides	Oui
Petit <i>et al.</i> , 2004b	3D	T1-L5	Simplifiée	Bending unilatéral	Optimisation numérique	Angle de Ferguson	3	Rigidités en inclinaison / courbure	3	10	OUI	NON	NC	70% rigides	70% rigides	Oui
Lafage <i>et al.</i> , 2004 Leborgne <i>et al.</i> , 1998a Leborgne 1998	3D	T1-Bassin	Détaillée	Bending unilatéral	Heuristique & guidé	Positions frontales Rotation axiale inclinaison	17 17 17	2 moments d'inertie / UF	2 x 16	10	NON	OUI	Souple	50% rigides	80% rigides	Oui

NC : non communiqué

UF : unité fonctionnelle

3 ETUDES CLINIQUES DES DIFFERENTES ETAPES DE LA CHIRURGIE

Nous avons vu que les auteurs présentent des outils de simulations de chirurgie évalués souvent sur peu de cas (rarement sur une dizaine de dossiers). De plus, les validations se font essentiellement sur la comparaison des résultats de la simulation avec des données *in vivo* post-opératoires. Or les études cliniques sur la biomécanique de la chirurgie de correction de la scoliose foisonnent (plus de 5000 articles scientifiques). La revue de littérature qui suit n'est donc pas exhaustive, elle rassemble les études exploitables dans l'évaluation de la cohérence de la simulation de différentes étapes de la chirurgie.

3.1 LA MISE EN POSITION COUCHEE ET LA TRACTION

Les supports opératoires de type Jakson et Chest-Roll n'entraînent aucune modification de la lordose [Tan *et al.*, 1994 ; Peterson *et al.*, 1995 ; Stephens *et al.*, 1996]. Or il s'agit de mises en position proches de celle réalisée lors de la correction chirurgicale de la scoliose par la table de Cotrel. Ces études reposent sur des mesures faites sur des radiographies pré- et per-opératoires, pour des patients non scoliotiques. D'autres systèmes de positionnement ont aussi été étudiés [Guancialet *et al.*, 1996].

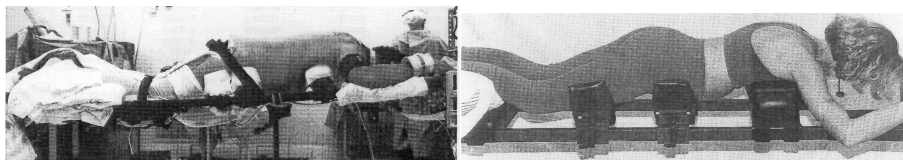


Figure 43 : Mise en position de Jackson [Peterson *et al.*, 1995 ; Stephens *et al.*, 1996].

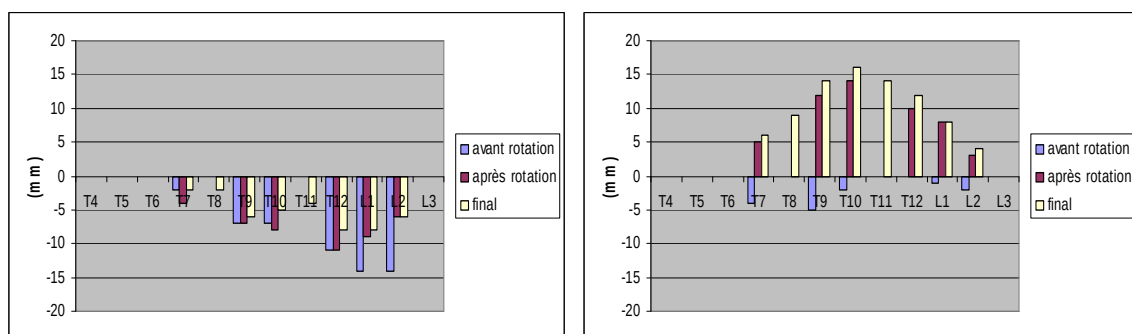
La mise en position couchée diminue l'angle de Cobb, l'amplitude variant entre les auteurs : en moyenne de $37\% \pm 13\%$, 30% et 19% [Mac-Thiong *et al.*, 2004 ; Yazici *et al.*, 2001 ; Zetterberg *et al.*, 1983]. Ces grandes disparités comportementales sont mises aussi en avant par Reuben *et al.*, 1982. Pour les paramètres morphologiques externes, seuls la distance antéropostérieure thoracique et l'orientation de l'axe C7-S1 sont significativement modifiés par la mise en position couchée [Mac-Thiong *et al.*, 2002].

La mise en traction per-opératoire diminue l'angle de Cobb, avec une amplitude de correction variant en fonction de l'effort appliqué [Edgar *et al.*, 1982 ; Soucacos *et al.*, 1996 ; Takahashi *et al.*, 1997] : entre 40% à 47% pour 1/3 du poids du corps et entre 30% et 80% pour 1/2 du poids du patient (jusqu'à 30kg). Le type de courbure semble donc jouer un rôle sur la réduction des déformations. Ainsi, dans l'étude de Mac-Thiong, seule la courbure lombaire serait affectée : l'auteur rapporte une correction de $41\% \pm 25\%$ pour le Cobb lombaire (contre $30\% \pm 16\%$ sans traction). Toutefois, les parties mesurées par Mac-Thiong *et al.*, 2004 présentent des configurations rachidiennes pré-opératoires significativement différentes, rendant toute comparaison difficile.

3.2 LES ETAPES CHIRURGICALES INTERMEDIAIRES : ANALYSES PER-OPERATOIRES

Les études en per-opératoire, rares car difficiles à mettre en œuvre, permettent d'évaluer le rôle biomécanique des différentes étapes de la chirurgie. Labelle *et al.*, 1995b, Ghanem *et al.*, 1997, Lecire 1999, et Delorme *et al.*, 1999-2000b réalisent des analyses per-opératoires à l'aide de systèmes magnétique ou opto-électronique de mesure de position 3D. Seul Mac-Thiong *et al.*, 2004 réalise une analyse à partir de mesures directes sur des radiographies frontales. Pour l'ensemble de ces études portant sur la technique CD, nous relevons que chaque étape participe à la correction des déformations.

- **Les courbures frontales sont réduites par le simple fait de mettre le patient en position décubitus ventral** : pour les angles de Cobb thoracique et lombaire, l'amplitude diminue en moyenne de 40%. Dans le plan sagittal, seule la cyphose thoracique est affectée par la mise en position, diminuant de 22° en moyenne.
- **La mise en place de la 1^{ère} tige entraîne un déplacement antéro-postérieur des vertèbres distales** (maximum de 18mm en T12) et **une réduction de la courbure principale** avec une distraction centrée sur la vertèbre apicale.
- **La rotation de la 1^{ère} tige poursuit la médialisation frontale.** Elle s'accompagne d'une diminution de la courbure frontale, d'une horizontalisation des vertèbres, d'une mise en flexion et en extension respectivement des vertèbres extrêmes supérieures et inférieures de l'instrumentation, et d'une **augmentation de la rotation vertébrale axiale apicale** dans la courbure thoracique principale.



Les deux manœuvres précédentes (la mise en place de la 1^{ère} tige puis la manœuvre de correction - rotation de la tige ou translation des vertèbres -) entraînent une diminution des angles de Cobb thoracique et lombaire (respectivement en moyenne de 12° à 20°, et de 9° à 17°), et augmentent la cyphose et la lordose (respectivement en moyenne de 9°, et de 7° à 14°). Contrairement à Ghanem et à Lecire, Labelle *et al.*, 1995b ne note aucun changement de rotation axiale durant ces phases.

- Lecire montre aussi **le rôle non négligeable de la seconde tige, dont la mise en place corrige l'augmentation de rotation vertébrale axiale globale** induite par la première manœuvre de correction.

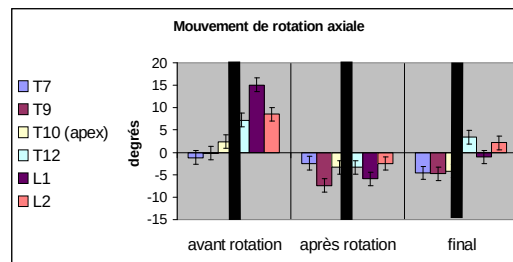


Figure 45 : Variation de positions angulaires en rotation axiale [Lecire 1999].

- Enfin, **entre la manœuvre de correction par la 1^{ère} tige et le post-opératoire du sujet à 1 mois**, Delorme note **une augmentation de la cyphose** (en moyenne de 68%, 17°), et une diminution non significative de la lordose (en moyenne de 14%, 5°) : l'auteur explique cette évolution par l'adaptation probable des zones non instrumentées lors du passage post-opératoire en position debout.

Delorme met en avant une limite importante des études per-opératoires de Labelle et Delorme *et al.*, 1999-2000b. Les auteurs cités ci-dessus donnent l'évolution de paramètres globaux (angles de Cobb, de cyphose et de lordose) en per-opératoire. Or durant la chirurgie, les vertèbres avivées et accessibles aux systèmes d'acquisition de mouvement peuvent être différentes des vertèbres stratégiques impliquées dans le calcul de ces paramètres globaux. Aussi paraît-il plus judicieux de donner comme résultat la variation 3D de position et d'orientation des vertèbres effectivement suivies, comme l'ont fait Ghanem et Lecire. Ces derniers auteurs se limitent à des remarques générales du fait de la grande disparité des cinématiques vertébrales, même pour un planning opératoire identique.

3.3 LA CORRECTION CHIRURGICALE : ANALYSES POST-OPERATOIRES

De nombreux auteurs se sont intéressés aux effets biomécaniques de la correction chirurgicale, surtout pour la technique CD. Les données exploitées sont le plus souvent la réduction des angles de Cobb, l'influence de la correction sur le plan sagittal, ainsi que les modifications d'inclinaison de la vertèbre inférieure instrumentée (LIV) et la variation de rotation apicale axiale. Les mesures se font sur les radiographies pré- et post-opératoires (frontales et sagittales), avec parfois un complément d'étude sur l'évolution post-opératoire et les possibilités de perte de correction. Les auteurs ayant exploités la reconstruction 3D (et donc une analyse de paramètres cliniques sans les biais liés à la projection plane) pour de telles études restent peu nombreux [Papin *et al.*, 1999 ; Delorme *et al.*, 2000a ; Dumas *et al.*, 2003a].

Concernant le rôle de la technique chirurgicale CD, Bridwell *et al.*, 1990 tire un certain nombre de conclusions générales, partagées par de nombreux autres auteurs [Gray *et al.*, 1991 ; Krismer *et al.*, 1992 ; Lenke *et al.*, 1998 ; Ecker *et al.*, 1988 ; Papin *et al.*, 1999 ; Halm *et al.*, 1995 ; Betz *et al.*,

1999 ; Perez-Grueso *et al.*, 2000 ; Lenke *et al.*, 2001 ; De Jonge *et al.*, 2002] et se retrouvant pour d'autres techniques chirurgicales comme la distraction Harrington [Helenius *et al.*, 2003] ou l'instrumentation de Luque [Muschik *et al.*, 1999 ; Delorme *et al.*, 2000a] :

- **La technique CD permet une réduction moyenne de l'angle de Cobb** autour de 50% en thoracique et 50% en lombaire.
- **La technique CD conserve les cyphoses thoraciques scoliotiques**, et corrige les cas d'hypocyphose dans la limite de la souplesse de la courbure (10° en moyenne de correction pour tous les auteurs). **Elle préserve la lordose lombaire.**
- **Concernant la vertèbre limite inférieure, celle-ci est horizontalisée** à l'issue des chirurgies [Lenke *et al.*, 1998 ; Perez-Grueso *et al.*, 2000].
- De nombreux auteurs observent **un comportement global (ou « en bloc ») du rachis en torsion** [Thompson *et al.*, 1990] **sans détorsion apicale** [Wood *et al.*, 1991 ; Gray *et al.*, 1991 ; Krismer *et al.*, 1992 ; Muschik *et al.*, 1999 ; Delorme *et al.*, 2000a]. De rares études [Ecker *et al.*, 1988 ; Papin *et al.*, 1999 ; Cundy *et al.*, 1990] faisant état d'une diminution de la rotation axiale apicale (de l'ordre de 25%) l'évaluent à 4° en moyenne.
- L'extrémité recourbée de la tige dans le plan sagittal permet de rectifier une courbure thoraco-lombaire en amorçant la courbure lordotique.

La correction de la cage thoracique après correction par instrumentation CD semble mineure [Delorme *et al.*, 2001]. Et après l'intervention, Sessa et Lascombes 1993 observent une expansion progressive des hauteurs discales sous la zone instrumentée (jusqu'à 8%).

Notons que pour les autres techniques chirurgicales, la comparaison entre les instrumentations Colorado et CD est difficile, du fait de paramètres importants et difficilement contrôlables (comme le nombre de vis pédiculaires par patient) [Delorme *et al.*, 2000a ; Muschik *et al.*, 1999]. Enfin, la technique de chirurgie par cintrage *in situ* semble apporter une correction de la courbure principale plus importante que la technique CD, pour une dérotation des vertèbres apicale et jonctionnelles plus marquée [Bridwell *et al.*, 2002 ; Dumas *et al.*, 2003a] ; les études sur cette instrumentation restent cependant rares.

3.4 CONCLUSION

Les différentes techniques chirurgicales de correction de la scoliose entraînent des modifications 3D complexes de la conformation rachidienne, et ceci tout au long du processus de correction : chaque manœuvre semble participer à la correction des déformations. Si les études cliniques concordent sur leurs observations, elles montrent aussi la grande variabilité des résultats et la difficulté d'isoler les facteurs biomécaniques même majeurs. Un outil clinique de simulation personnalisé de chirurgie facilitera l'identification des paramètres influents, aidera à comprendre leur rôle dans le processus de correction, et offrira la possibilité d'évaluer des manœuvres alternatives. La cohérence d'un tel outil, nécessaire à son exploitation future, sera réalisée, d'une part à l'aide de données post-opératoires pour le résultat final, d'autre part au regard des études cliniques précédentes pour les étapes intermédiaires.

Tableau 5 : Récapitulatif des articles comparant les effets per-opératoires de différentes techniques opératoires de correction de la scoliose idiopathique.

Références	Nombre de patients	Instrumentation	Système de mesure	Plan Frontal				Plan Sagittal				Rotation vertébrale axiale			
				Avant mise en place de la 1ère tige (I)	Après mise en place de la 1ère tige (II)	Avant mise en place de la 2ème tige (III)	Après mise en place de la 2ème tige (IV)	Avant mise en place de la 1ère tige (I)	Après mise en place de la 1ère tige (II)	Avant mise en place de la 2ème tige (III)	Après mise en place de la 2ème tige (IV)	Avant mise en place de la 1ère tige (I)	Après mise en place de la 1ère tige (II)	Avant mise en place de la 2ème tige (III)	Après mise en place de la 2ème tige (IV)
Labelle <i>et al.</i> , 1995b	22	CD	Système électro-magnétique	Diminution significative du Cobb Lombaire : -8° Diminution significative du Cobb thoracique : -12°				Augmentation significative de la lordose : +14° Augmentation significative de la cyphose : +8°				Aucune influence significative			
Ghanem <i>et al.</i> , 1997 Lecire 1999	8	CD	Système opto-électronique	Médialisation des vertèbres Horizontalisation des vertèbres extrêmes				Translation antéro-post. de la vertèbre extrême inférieure Translation antéro-post. de l'apex Augmentation de la cyphose				Augmentation de la rotation apicale Diminution de la rotation apicale			
Delorme <i>et al.</i> , 1999	70	CD (n=39), Colorado (n=31)	Système électro-magnétique	Diminution significative du Cobb Lombaire : -16° Diminution significative du Cobb thoracique : -17°				Augmentation significative de la lordose : +9° Augmentation significative de la cyphose : +9°							
Delorme <i>et al.</i> , 2000b	58	CD (n=37), Colorado (n=19), TSRH (n=2)	Système électro-magnétique	Diminution significative du Cobb Lombaire : -11° Diminution significative du Cobb thoracique : -11°				Augmentation significative de la lordose : +9° Augmentation significative de la cyphose : +7°							

Tableau 6 : Récapitulatif des articles analysant les effets post-opératoires de différentes techniques opératoires de correction de la scoliose idiopathique.

			Corrections post-opératoires moyennes						
Références	Nombre de patients	Instrumentation	Angle de Cobb		Plan sagittal			Rotations vertébrales axiales	Correction de l'inclinaison de la vertèbre instrumentée extrême inférieure (LIV)
			Thoracique	Lombaire	Cyphose	Hypo-cyphose	Lordose		
Ecker <i>et al.</i> , 1988	30	CD	62%	/	PdM	+10.5°	PdM	Apex : -24%	/
Thompson <i>et al.</i> , 1990	30	CD	68%	58%	/			/	/
Bridwell <i>et al.</i> , 1990	166	CD	56%	/	PdM	+13°	PdM	/	/
Wood <i>et al.</i> , 1991	10	CD	70%	/	/			PdM	/
Gray <i>et al.</i> , 1991	10	CD	71%	/	PdM	+8.5°	PdM	PdM	/
Krismer <i>et al.</i> , 1992	30	CD	62%	64%	/	/	PdM	PdM	/
Guidera <i>et al.</i> , 1993	52	CD	58%	/	/			/	/
Lenke <i>et al.</i> , 1998	66	CD	45%	/	+8°	/	+7°	/	66%
Papin <i>et al.</i> , 1999	30	CD (n=26), Colorado (n=2), TSRH (n=2)	36%	29%	+9°	/	+4°	Thor. : -19% (4°) Lomb. : -25% (4°)	/
Halm <i>et al.</i> , 1995	97	CD	/	/	PdM	+12°	PdM	/	/
Betz <i>et al.</i> , 1999	168	CD (n=100) Antérieure (n=68)	CD : 58% Anté. : 58%	/	CD : PdM	CD : 40% des hypo-cyphoses corrigées	CD : PdM	/	/
Delorme <i>et al.</i> , 2000a	67	CD (n=31) Colorado (n=36)	Colorado : 67% CD : 49%	/	PdM	/	PdM	PdM	/
Perez-Grueso <i>et al.</i> , 2000	35	CD	50%	50%	PdM	/	PdM	/	54%
Lenke <i>et al.</i> , 2001	30	Post. (n=16), Anté. (n=12), Combinée (n=2)	53%	/	PdM	/	PdM	/	/
De Jonge <i>et al.</i> , 2002	306	CD	63%	/	PdM	(+8° si cyphose < 20°), (+16° si cyphose < 10°)	PdM	/	/
Bridwell <i>et al.</i> , 2002	44	CIS	62%	55%	PdM	/	PdM	/	/
Dumas <i>et al.</i> , 2003a	10	CIS	63%	/	PdM	/	PdM	Apex : -52% ZJ : -58% à -74%	/

PdM : Pas de modification

4 SYNTHÈSE DE LA REVUE DE BIBLIOGRAPHIE

La scoliose se caractérise par une déformation tridimensionnelle du rachis et de la cage thoracique : l'évolution des systèmes d'imagerie et de reconstruction 3D géométrique a permis une analyse des déformations scoliotiques. Les techniques chirurgicales aujourd'hui employées pour corriger ces déformations reposent sur cette lecture segmentaire : l'instrumentation CD et la technique CIS restaurent l'équilibre global du patient par leur action *a priori* tridimensionnelle sur le rachis. Toutefois, les risques de complications post-opératoires sont réels. Les problèmes de douleurs, de dégénérescence des zones non-instrumentées, de décompensation lombaire, ou de complications mécaniques trouvent souvent leur origine dans un choix non-optimal concernant les vertèbres stratégiques, les ancrages ou la manœuvre per-opératoire.

La simulation de correction chirurgicale a donc été envisagée pour aider les cliniciens à objectiver et prédire l'effet du traitement clinique. Cependant, si les rares études mettent toutes en avant les avantages de tels outils pour la compréhension des phénomènes biomécaniques de correction, elles font également état des difficultés à proposer un modèle 3D global qui soit stable, dont la simulation de chirurgie soit opérateur-indépendante et validée sur un nombre satisfaisant de sujets. Également, les auteurs pointent la nécessité d'une personnalisation géométrique et mécanique des modèles numériques.

- Si la personnalisation géométrique semble acquise, les techniques d'identification des rigidités rachidiennes restent à améliorer. En ce qui concerne l'origine des données *in vivo* pour de telles identifications, elles sont issues de tests cliniques standard de flexibilité : le test d'inclinaison latérale s'avère le plus utilisé car le plus représenté en clinique courante. Les algorithmes basés sur une optimisation classique, bien que rapides, conduisent parfois à une solution éloignée de l'expertise clinique. Le Laboratoire de Biomécanique propose une identification guidée, aux solutions cohérentes ; cette méthode heuristique reste cependant longue, fastidieuse et trop opérateur-dépendante pour une utilisation clinique routinière.
- Si le laboratoire a rassemblé depuis plus de 15 ans une base conséquente de données pré- et post-opératoires pour valider la configuration rachidienne à l'issue de la simulation de chirurgie, le modèle EF développé en interne demeure encore trop instable pour être envisagé dans une perspective clinique : les options de simulation doivent être adaptées à chaque nouveau cas. De plus, la validation de ce modèle se limite, en post-opératoire, respectivement à 10 et 2 patients pour les techniques CD et CIS. Pour la cohérence des étapes intermédiaires de la simulation de chirurgie, les études cliniques existent et peuvent fournir les informations nécessaires à une évaluation qualitative supplémentaire.

Les travaux précédents poursuivis au laboratoire ont montré la faisabilité d'un outil de simulation de chirurgie performant. Certains points restent à améliorer pour transférer cet outil du domaine de la recherche au monde clinique. Notre travail se focalisera donc sur :

- L'automatisation du processus de personnalisation mécanique par une optimisation guidée par l'expertise clinique,
- L'amélioration de la stabilité du modèle pour une simulation opérateur-indépendante de 2 techniques chirurgicales différentes, la technique Cotrel-Dubousset et la technique du cintrage *in situ*,
- L'évaluation poussée de la cohérence de l'outil de simulation pour ces 2 techniques,
- Son exploitation pour la compréhension de l'incidence de paramètres propres à la chirurgie : le type d'ancrage et leur glissement éventuel, la forme des tiges, des manœuvres complémentaires, le système opératoire pour le positionnement du patient...

CHAPITRE TROISIEME : TRAVAIL DE THESE

1 METHODOLOGIE GENERALE & PRESENTATION DES OUTILS.

1.1 METHODOLOGIE GENERALE

A partir d'une stéréoradiographie pré-opératoire (radiographies prises sous 2 incidences différentes, dans un environnement calibré), nous extrayons la reconstruction géométrique 3D du rachis et du bassin qui nous servira à personnaliser le maillage du modèle éléments-finis. Dans le cadre d'une simulation personnalisée de chirurgie, nous utilisons un algorithme d'identification des rigidités discales : basé sur les tests cliniques *in vivo* d'inclinaison latérale et une optimisation guidée par l'expérience clinique, cette étape fera l'objet d'un exposé ultérieur. A l'issue de cette étape, nous disposons d'un modèle entièrement personnalisé.

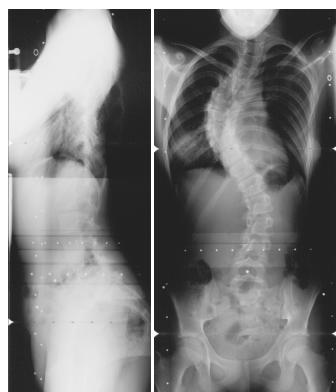


Figure 46 : Stéréoradiographie d'un patient scoliotique.

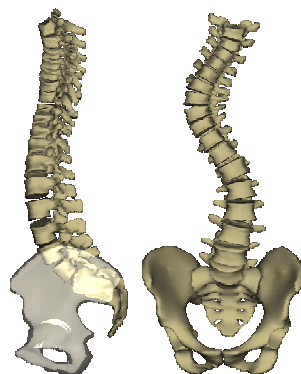


Figure 47 : Reconstruction géométrique 3D d'un rachis scoliotique.

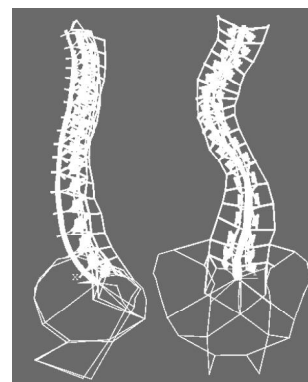


Figure 48 : Maillage 3D d'un rachis scoliotique.

La simulation de chirurgie prend en compte l'ensemble des étapes majeures de la technique de correction modélisée : le résultat sur la configuration rachidienne sera comparé aux données post-opératoires afin d'évaluer la cohérence de notre outil en terme de positions 3D des vertèbres thoraciques et lombaires et du bassin. Le traitement des données post-opératoires consiste en la reconstruction géométrique du rachis et du bassin à partir des stéréoradiographies post-opératoires. Pour la reconstruction géométrique 3D autant que pour le modèle en éléments-finis nous sommes à même de calculer la position et l'orientation 3D des 17 vertèbres [Skalli *et al.*, 1995] et du bassin, dans les repères global et spinal du patient [Stokes *et al.*, 1994].

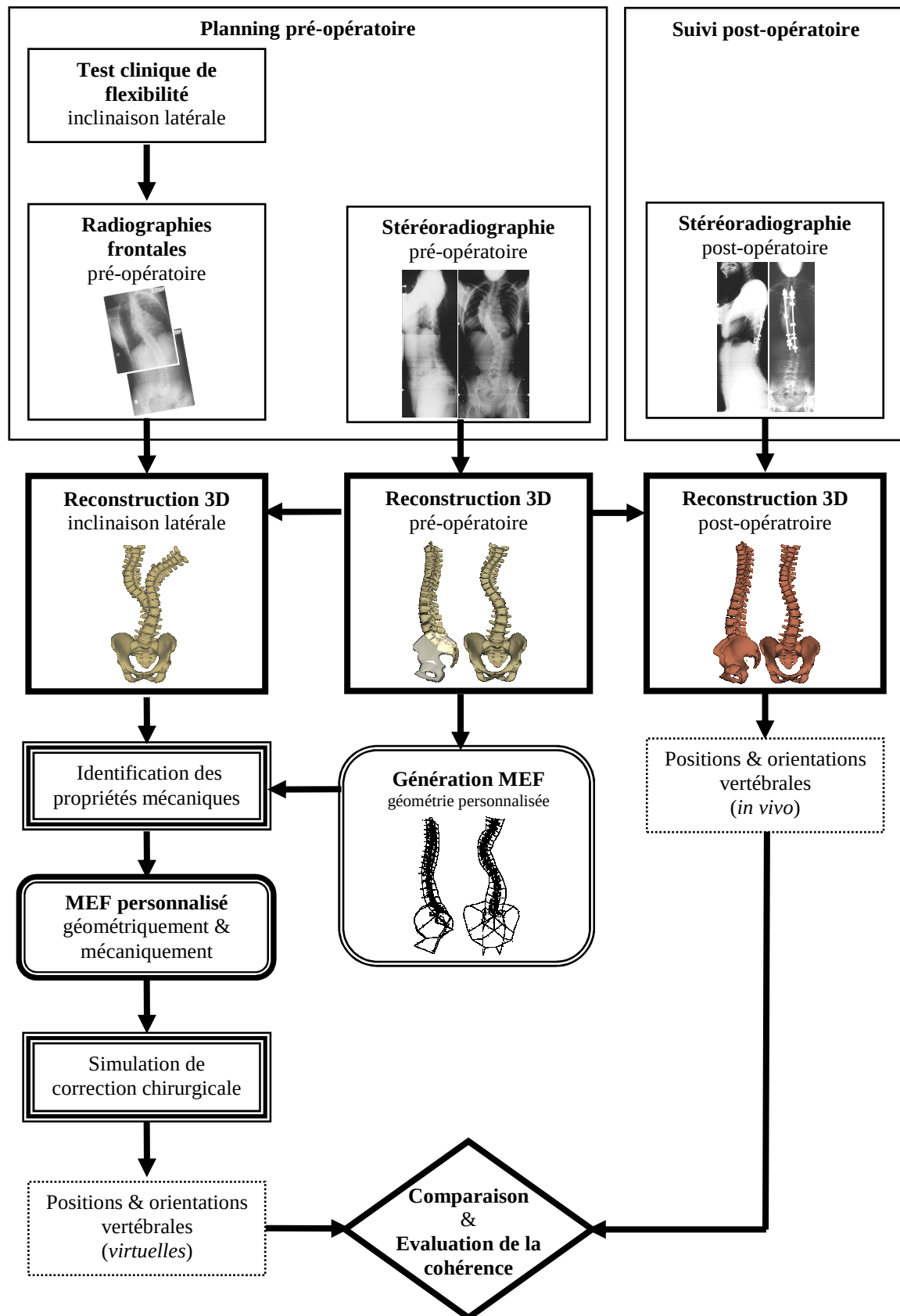


Figure 49 : Exploitation des données cliniques standard..

1.2 RECONSTRUCTION GEOMETRIQUE

La méthode de reconstruction géométrique pré-opératoire repose sur l'analyse de deux radiographies prises dans un environnement calibré sous des incidences différentes : les données que nous utilisons sont issues des examens cliniques standard, à savoir les radiographies de face et de profil. La reconstruction géométrique porte donc sur les vertèbres et le bassin : il s'agit d'une technique semi-automatisée conjuguant l'analyse statistique des courbures et orientations des corps vertébraux, à la possibilité d'une déformation des objets reconstruits [Mitton, de Guise *et al.*, 2000 ; Pomero, Skalli *et al.*, 2004]. La précision des objets vertébraux ainsi reconstruits est en moyenne de 1.4mm (2RMS 3.6mm) ; l'écart en orientation, respectivement en rotation latérale, sagittale et axiale, s'élève en moyenne (2RMS) à 0.6° (0.8°), 0.7° (1.0°), 1.4° (1.9°) pour des vertèbres sèches non-scoliotiques [Dumas *et al.*, 2003b]. Pour l'évaluation des paramètres cliniques, la répétabilité intra-observateur pour une population de scoliose modérée donne une prédiction à 95% de 4°, 3°, 2° et 2°, respectivement pour la cyphose, la lordose, l'angle de Cobb et la rotation axiale apicale [Gille, Skalli *et al.*, 2006].

Pour les acquisitions issues du suivi post-opératoire et du test clinique de flexibilité, cette méthode de reconstruction s'appuie sur l'invariance des formes géométriques des vertèbres. A partir des vertèbres précédemment reconstruits grâce à la stéréoradiographie pré-opératoire, l'opérateur estime leur position à partir de l'identification et du recalage des contours sur les nouvelles acquisitions radiographiques.



Figure 50 : Recalage des vertèbres.

La position initiale (pré-opératoire) du rachis sert de référence, le recalage, ordonné, se fait du bassin à la vertèbre extrême supérieure (T1 pour l'ensemble des patients étudiés ici). Ce recalage peut être réalisé dans le cadre d'acquisitions stéréoradiographiques (clichés post-opératoires par exemple) ou bien pour des acquisitions radiographiques standard comme lors des tests cliniques d'évaluation des rigidités discales.

Les radiologies en bending n'étant pas calibrées en routine clinique, un calibrage sommaire est réalisé à partir des dimensions du bassin : la source radiographique est supposée placée au centre de chaque radiographie, la distance source-objet est évaluée en comparant les dimensions des objets reconstruits en pré-opératoire aux données radiographiques.

Une évaluation de la précision du recalage a été réalisée par Chavanne sur une technique de recalage équivalente [Chavanne 2000] : les écarts moyens (écart-type) en position étaient respectivement de 0.9° (1.8°), 1.1° (1.8°), 1.3° (1.8°) pour les rotations latérales, sagittales et axiales.



Figure 51 : Radiographies frontales prises lors du test clinique d'inclinaison.

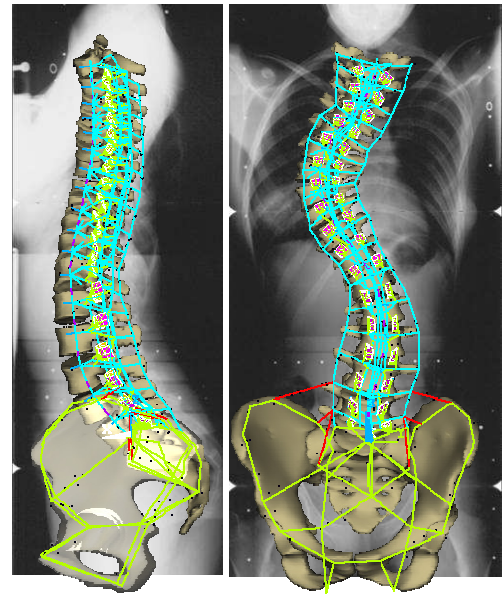
1.3 LE MODELE ELEMENTS-FINIS INITIAL

1.3.1 Le maillage

Les premiers développements du modèle éléments-finis de rachis débutent au sein du Laboratoire de Biomécanique en 1992. Le modèle éléments-finis a été décrit en détail dans les études précédentes [Descrimes 1995, Le Borgne 1998, Lafage 2002, Dumas 2002] : nous reprendrons ci-dessous la description réalisée par Lafage *et al.*, 2004 qui concerne la version du modèle existante au démarrage de la thèse.

La génération du maillage du rachis (de T1 à L5) et du bassin est issue de la reconstruction géométrique 3D. Les nœuds retenus correspondent à des repères anatomiques spécifiques décrits ci-dessous, afin de proposer un modèle reproduisant l'ensemble des parties de chaque unité fonctionnelle, pour un nombre limité de degrés de liberté.

Figure 52 : Extraction du modèle éléments-finis des données pré-opératoires.



Sont considérés, conformément à la description anatomique du premier chapitre :

- Le centre des plateaux (supérieurs et inférieurs) pour définir le corps vertébral et le disque intervertébral,
- Le centre du corps vertébral,
- Le centre des pédicules,
- Les extrémités des apophyses transverses et de l'apophyse épineuse,
- 2 points de l'arc postérieur, qui définiront les insertions du ligament jaune,
- Respectivement 10 et 11 points pour chaque facette articulaire supérieure et inférieure.

Le maillage du bassin est décomposé également en 3 parties distinctes, au regard de l'anatomie de cette entité :

- 25 nœuds définissent le sacrum,
- 63 nœuds définissent chaque os iliaque, de manière à représenter la géométrie globale, tout en comportant les points relatifs aux insertions ligamentaires.

Notons que la liaison intervertébrale L5/S1 est modélisée de la même manière que les autres unités fonctionnelles supérieures.

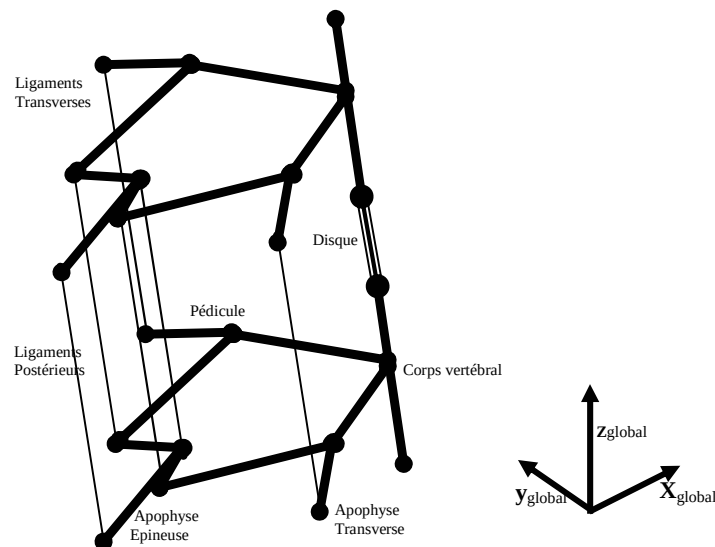


Figure 53 : Modélisation d'une unité fonctionnelle (éléments poutres et câbles).

A ce stade les pièces osseuses et le disque intervertébral sont modélisés par des poutres droites à deux nœuds (6 degrés de liberté par nœud), suivant la théorie d'Euler-Bernoulli. Des éléments de barre (2 nœuds, 3 degrés de liberté par nœud) modélisent les ligaments et la capsule articulaire. Les facettes articulaires sont modélisées par des coques, recouvertes d'éléments de contact surfacique pour le guidage postérieur.

1.3.2 Les caractéristiques mécaniques

Les caractéristiques mécaniques de chacun des composants de ce modèle éléments-finis 3D filaire sont issues d'expérimentation *in vitro* menées au sein du Laboratoire pour différentes unités fonctionnelles tirées de donneurs non scoliotiques [Portier *et al.*, 1993 ; Le Borgne 1998]. La rigidité de la cage thoracique est implicitement incluse dans la modélisation du disque intervertébral.

Les composantes du disque intervertébral (annulus et nucleus) sont modélisées globalement par une poutre élastique 3D. Afin de prendre en compte le rôle différent que jouent les fibres de l'annulus en flexion et en torsion, les caractéristiques mécaniques de la poutre sont différenciées en flexion et en torsion. En effet, les caractéristiques géométriques du disque (aires, dimensions et moments d'inertie) sont calculées en fonction de la géométrie réelle de chaque disque du patient ; et la théorie des poutres permet ensuite de traduire la spécificité du comportement de l'unité fonctionnelle *in vitro* par le biais du module d'Young (lié à la rigidité en flexion du disque) et du moment d'inertie en torsion (lié à la rigidité en torsion). Les non-linéarités engendrées par les grands déplacements, les grandes déformations et les éléments de contact sont prises en compte par le logiciel ANSYS®8.1.

1.3.3 La modélisation du rachis cervical

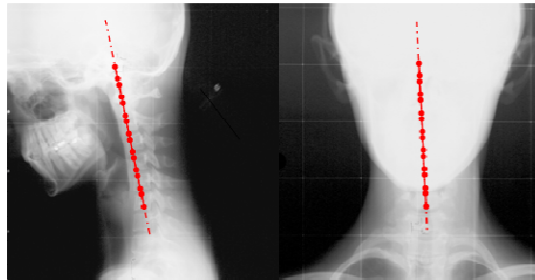


Figure 54 : Modèle éléments-finis du rachis cervical.

La modélisation initiale du rachis cervical utilisée dans la simulation de correction chirurgicale est sommaire : les propriétés mécaniques sont arbitraires, et la cinématique non-évaluée. Ce modèle éléments-finis simplifié, 3D et filaire, introduit peu d'éléments supplémentaires. Son maillage, constitué de poutres représentant successivement les vertèbres et les disques, ne tient pas compte de la courbure physiologique cervicale : en effet, l'identification du barycentre de C0 en pré-opératoire, rapide et simple, conduit à un rachis rectiligne.

1.4 LES AMELIORATIONS APPORTEES AU MODELE EF

Le modèle EF précédemment développé résulte de compromis pour obtenir une représentation numérique détaillée des composantes rachidiennes, et malgré tout rapide à exploiter. A l'issue des simulations de corrections chirurgicales antérieures, trois remarques peuvent être formulées :

- Habiller le modèle EF par les objets géométriques « vertèbre » souligne le comportement local des unités fonctionnelles durant la chirurgie. Or dans certains cas, nous observons une inter-pénétration des corps vertébraux, ou encore un effet parasite de glissement relatif des vertèbres.

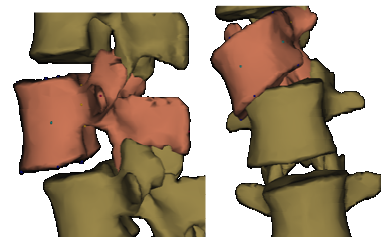


Figure 55 : Exemple de glissement et d'inter-pénétration de vertèbres.

- Dans le cadre d'une future utilisation clinique, le modèle éléments-finis doit s'avérer numériquement stable afin d'autoriser la simulation de multiples variantes chirurgicales. Les études précédentes, comme notre prise en main du modèle, montrent les difficultés de convergence et l'opérateur-dépendance des simulations. En effet, du fait de non-linéarités importantes, des instabilités peuvent apparaître ; différents paramètres doivent être ajustés à chaque nouveau cas simulé, afin de permettre la convergence du modèle. Des solutions propres au modèle de rachis ont été envisagées pour améliorer ce point important.

- Le modèle simplifié de rachis cervical n'a bénéficié d'aucune évaluation de son comportement.

Nous avons donc introduit les améliorations suivantes au modèle :

- une formulation simple prenant en compte l'effet du cisaillement pour l'élément de poutre épaisse modélisant le disque intervertébral,
- des paramètres adéquats pour les éléments de contact modélisant les facettes articulaires, prenant en compte la couche de cartilage jusqu'à présent non-modélisée,
- une formulation spécifique pour les structures osseuses indéformables, afin d'éviter les modifications de matrice de rigidité des éléments en cours de simulation - source de problèmes de conditionnement numérique -,
- une adaptation des propriétés mécaniques du rachis cervical, pour se conformer aux données expérimentales des différentes unités fonctionnelles cervicales.

Ces améliorations, renforcées par les choix technologiques que nous effectuerons lors de la construction de l'instrumentation des chirurgies, accroissent considérablement la stabilité numérique du modèle : la convergence des simulations de chirurgie sera avérée dans quasiment toutes les configurations chirurgicales, pour toutes les techniques chirurgicales. Et la validation du modèle EF de rachis lombaire et thoracique se trouve compléter par celle du rachis cervical.

1.5 CONCLUSION

Cette partie a d'abord permis de présenter la méthodologie globale, ainsi que les outils de reconstruction géométrique développés par le Laboratoire et que nous avons été amenés à utiliser tout au long de ce travail. Ensuite, nous avons abordé la modélisation éléments-finis de rachis et les modifications apportées : leur objectif est l'amélioration du comportement du modèle numérique et de sa stabilité, ainsi qu'une meilleure représentation du comportement du rachis cervical. Ces effets participeront à la qualité des résultats que nous obtiendrons par la suite, et permettront de faciliter en rendant opérateur-indépendant les simulations de correction chirurgicale.

2 PERSONNALISATION DU COMPORTEMENT

2.1 INTRODUCTION

Le planning pré-opératoire est d'une importance majeure dans la préparation du traitement chirurgical segmentaire des déformations scoliotique du rachis. Afin de réaliser une correction optimale, le chirurgien définit les vertèbres stratégiques au regard de la configuration en statique de la colonne vertébrale, et des tests de flexibilité en inclinaison latérale (« bending tests »). L'observation clinique tend en effet à montrer une évolution spécifique de la rigidité rachidienne le long de la colonne, du fait des déformations scoliotiques. Dans le cadre d'une simulation de correction chirurgicale, l'une des limites de la cohérence des modèles numériques provient justement de la prise en compte non seulement de la géométrie propre au patient, mais aussi des spécificités pathologiques comportementales.

Notre travail consiste donc à mettre en place un algorithme automatisé d'identification des rigidités rachidiennes à partir de tests cliniques standard d'inclinaison latérale, dont la recherche de solution est guidée par la connaissance clinique de la pathologie. Dans un premier temps, nous présenterons la méthodologie globale, les outils d'analyse des tests cliniques, puis l'algorithme d'identification par optimisation, et enfin les données cliniques servant à la validation. Ensuite, nous développerons les résultats issus de l'utilisation de notre algorithme sur les dossiers de trente patients scoliotiques. Ces résultats seront analysés au regard de l'expertise clinique et des études présentes dans la littérature.

2.2 MATERIEL ET METHODE

2.2.1 Méthodologie

Les données *in vivo* utilisées pour la personnalisation mécanique sont tirées des radiographies frontales des tests cliniques d'inclinaison latérale. Après reconstruction 3D, les déplacements des vertèbres extrêmes (T1 et L5) sont déterminés et serviront de conditions aux limites pour la simulation numérique du test clinique [Leborgne *et al.*, 1998a ; Leborgne 1998]. Au terme de la simulation numérique de ce test d'inclinaison latérale, sont calculées les différences entre les configurations rachidiennes virtuelles et réelles pour les rotations vertébrales axiales et d'inclinaison latérale, ainsi que pour la position vertébrale frontale dans le repère global du patient. L'algorithme d'identification doit minimiser ces différences en agissant sur les propriétés mécaniques du rachis, en prenant en compte les connaissances *a priori* de l'expert clinicien. Dans le cadre de notre DEA, une première tentative d'automatisation montrait le risque d'obtention de minima locaux, correspondant à des solutions non-plausibles sur le plan clinique. L'algorithme proposé ici intègre donc des connaissances *a priori*, issues de l'expertise clinique, pour guider la recherche vers des solutions pertinentes cliniquement.

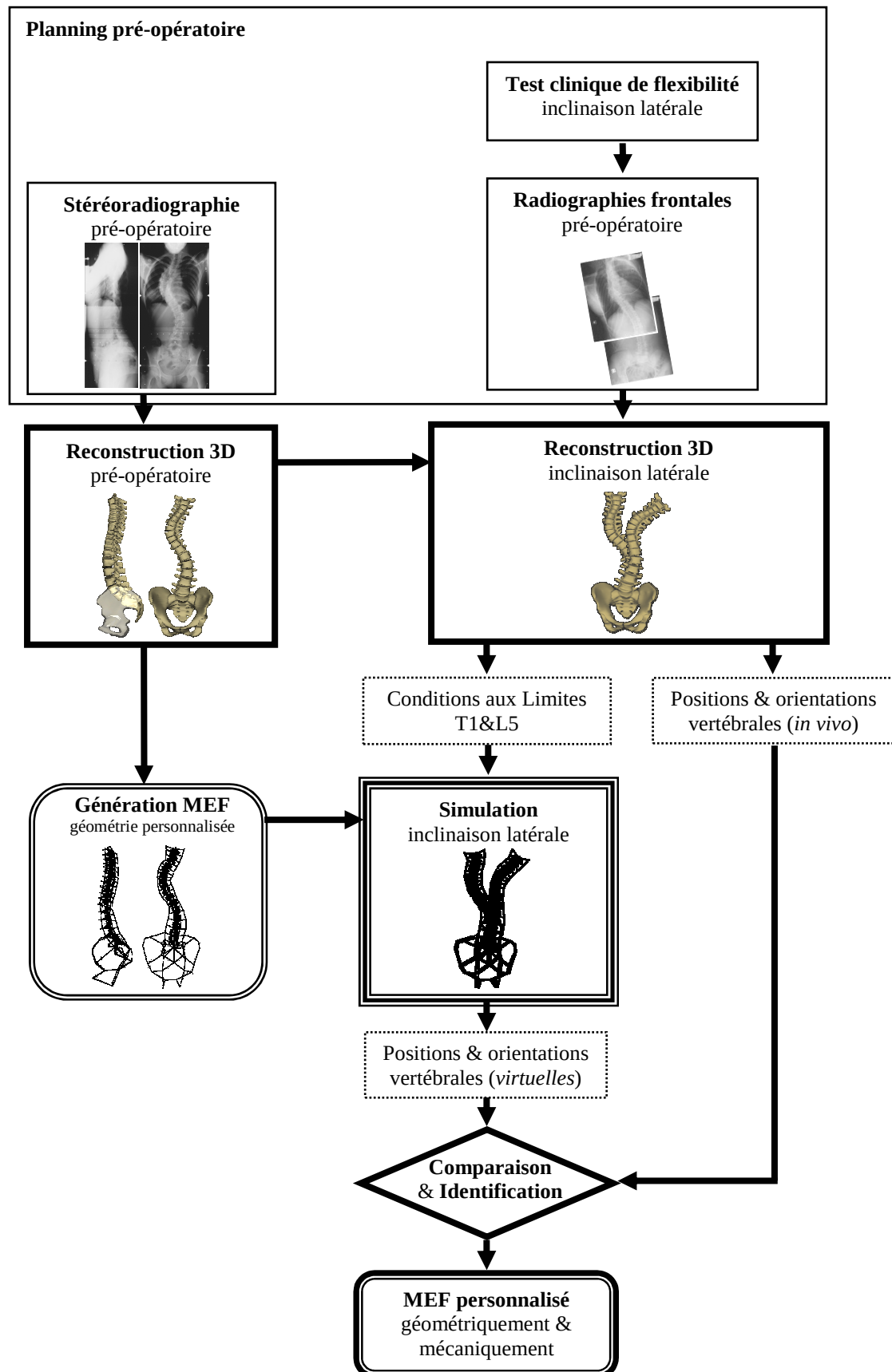


Figure 56 : Procédure globale d'identification des propriétés mécaniques pour les patients scoliotiques à partir de données cliniques standard.

2.2.2 Exploitation des données d'inclinaison

Le processus d'identification des rigidités rachidiennes se base uniquement sur des radiographies frontales issues du test d'inclinaison frontale, non calibrées en routine clinique. Comme nous l'avons vu précédemment, la forme des vertèbres est déjà connue car issue de la reconstruction 3D à partir de la stéréo-radiographie en pré-opératoire. Nous estimons alors la position de chaque vertèbre à l'issue des tests cliniques standard, après bending par recalage 2D-3D. Les variations de position vertébrale postéro-antérieure (axe **X**) et d'angulation sagittale (rotation autour de l'axe **Y**) étant considérées comme les moins précises, nous ne les considérerons pas dans l'algorithme de personnalisation. Nous supposons donc connues, pour la suite de l'étude, les positions vertébrales dans le plan frontal (axes **Y** et **Z**), et les orientations vertébrales en inclinaison (notée « RVX ») et en rotation axiale (notée « RVZ »).

Nous sommes capables de déterminer la variation de position entre les positions initiales et finales (après inclinaison latérale) pour les vertèbres extrêmes T1 et L5 : nous avons donc les conditions aux limites à appliquer au modèle EF pour la simulation de ces tests cliniques standard. Egalement, nous mesurons les mouvements *in vivo* de toutes les vertèbres intermédiaires, afin de recalculer sur ceux-ci le comportement du modèle EF par personnalisation des propriétés mécaniques.

2.2.3 Données cliniques

Nous disposons pour cette étude des dossiers complets de 30 patients (8 hommes et 22 femmes), souffrant de scoliose idiopathique et opérés respectivement par instrumentation Cotrel-Dubousset pour 20 d'entre eux (Hôpital Saint-Vincent de Paul, Paris) et par cintrage *in situ* pour 10 cas (Hôpitaux Universitaires de Strasbourg). 16 patients présentent une déformation scoliotique de type double majeure (DM), 12 patients une scoliose thoracique simple (T) et 2 patients une scoliose thoraco-lombaire (TL). La moyenne d'âge est de 15 ans pour les adolescents (21 patients entre 13 et 17 ans), et 28 ans pour les adultes (9 patients entre 18 et 55 ans). L'angle de Cobb moyen de 57° (ET 13°). L'ensemble des données est résumé dans le tableau ci-dessous.

Tableau 7 : Récapitulatif des données cliniques.

Patient	Sexe	Scoliose	Niveau de fusion supérieur	Niveau de fusion inférieur	Angle de Cobb pré-opératoire	Age	Centre Hospitalier
YLJ_1	M	DM	T5	L1	58	16	SVP
YLJ_2	F	T	T4	L2	48	14	SVP
YLJ_3	M	DM	T5	L1	49	19	SVP
YLJ_4	F	TL	T5	L3	52	14	SVP
YLJ_5	M	DM	T6	L1	43	16	SVP
YLJ_6	F	DM	T4	T12	30	16	SVP
YLJ_7	M	DM	T5	L3	50	17	SVP
YLJ_8	M	T	T5	L1	70	18	SVP
YLJ_9	F	DM	T1	T12	80	13	SVP
YLJ_10	F	DM	T1	L1	45	15	SVP
YLJ_11	F	DM	T4	L1	72	13	SVP
YLJ_12	F	T	T6	L1	50	15	SVP
YLJ_13	M	DM	T4	L1	81	15	SVP
YLJ_14	F	DM	T5	L3	44	14	SVP
YLJ_15	F	T	T5	L1	45	13	SVP
YLJ_16	F	DM	T4	L3	59	13	SVP
YLJ_17	F	T	T5	L2	63	17	SVP
YLJ_18	M	DM	T1	L1	61	14	SVP
YLJ_19	F	DM	T1	L3	73	18	SVP
YLJ_20	F	DM	T4	L3	60	14	SVP
YLJ_21	F	T	T4	L1	40	16	HUS
YLJ_22	F	T	T3	L3	68	14	HUS
YLJ_23	F	TL	T2	L3	60	17	HUS
YLJ_24	F	T	T2	L2	58	34	HUS
YLJ_25	M	T	T3	L2	74	13	HUS
YLJ_26	F	T	T4	L2	52	25	HUS
YLJ_27	F	DM	T2	S	78	55	HUS
YLJ_28	F	DM	T2	L2	42	34	HUS
YLJ_29	F	T	T1	L2	54	29	HUS
YLJ_30	F	DM	T5	L2	40	24	HUS

Pour ces patients, nous disposons des clichés radiographiques pré-opératoires sagittaux et frontaux (environnement calibré), ainsi que des radiographies du test clinique d'inclinaison latérale (clichés thoracique et lombaire, droite et gauche). Pour un patient, le cliché d'inclinaison latérale gauche s'avère partiel et ne sera donc pas exploité.

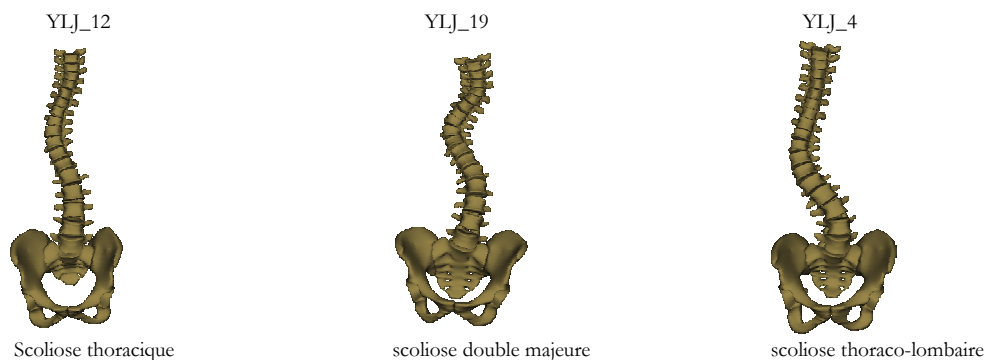


Figure 57 : Exemple de courbures rachidiennes étudiées

L'amplitude d'inclinaison lors du test clinique varie beaucoup entre les patients. Ainsi, nous avons reporté dans le tableau ci-dessous la variation de position et d'orientation de la vertèbre T1, exprimée dans le repère global du patient (L5 fixe). Les écarts-types des déplacements vertébraux dans le plan frontal sont particulièrement importants : pour l'inclinaison droite ils s'élèvent à 55mm (entre 61mm et 300mm) et pour l'inclinaison gauche à 60mm (entre 22mm et 270mm), traduisant des comportements très différents d'un patient à l'autre.

Notons également la dissymétrie des mouvements d'inclinaison. En effet, le rapport des déplacements linéaires dans le plan frontal entre les mouvements d'inclinaison à droite (côté convexe) et à gauche (côté concave) est en moyenne de 0.9 (écart-type de 0.5), ce qui indique un mouvement de plus grande amplitude à l'ouverture des courbures secondaires et à la fermeture de la courbure principale ; les maxima et minima des rapports entre les mouvements à droite et à gauche sont de 0.5 et 2. Ces données indiquent que certains disques sont *a priori* capables de « s'ouvrir » uniquement dans un sens.

Tableau 8 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales (mouvements *in vivo* du rachis complet et du rachis lombaire).

TEST Clinique Standard	MOUVEMENT VERTEBRAL IN VIVO POSITION INITIALE vs POSITION FINALE			
	Inclinaison droite moyenne [ET] (min ; max)			
	INCLINAISON (°)	ROTATION AXIALE (°)	TRANSLATION DANS LE PLAN FRONTAL axe Y (mm) axe Z (mm)	
rachis complet	39 [12] (19 ; 74)	-2 [4] (-8 ; 4)	-139 [53] (-284 ; -60)	-25 [28] (-99 ; 44)
rachis lombaire	11 [8] (-5 ; 33)	-1 [2] (-7 ; 6)	-18 [13] (-44 ; 3)	0 [7] (-21 ; 15)

TEST Clinique Standard	MOUVEMENT VERTEBRAL IN VIVO POSITION INITIALE vs POSITION FINALE			
	Inclinaison gauche moyenne [ET] (min ; max)			
	INCLINAISON (°)	ROTATION AXIALE (°)	TRANSLATION DANS LE PLAN FRONTAL axe Y (mm) axe Z (mm)	
rachis complet	-40 [15] (-67 ; -10)	0 [3] (-5 ; 6)	164 [56] (21 ; 252)	-50 [33] (-104 ; 8)
rachis lombaire	-27 [10] (-46 ; 0)	0 [3] (-8 ; 9)	29 [15] (-3 ; 64)	1 [9] (-30 ; 16)

Si nous nous intéressons maintenant au mouvement du segment lombaire (mouvement vertébral de L1 par rapport à L5), le déplacement frontal (en position) de L1 lors de l'inclinaison gauche est en moyenne de 31mm (entre 64mm et 4mm), contre un déplacement moyen de L1 de 20mm en inclinaison droite (entre 45mm et 2mm). En effet, l'inclinaison droite correspond au sens de la fermeture de la contre-courbure lombaire pour les patients scoliotiques.

Ci-dessous nous avons reporté le mouvement frontal des corps vertébraux T1, T5 et L1 afin de visualiser la participation de chaque courbure frontale dans le mouvement global du patient lors des tests cliniques. Il apparaît que, si la courbure thoracique supérieure présente un déplacement symétrique, la contre-courbure lombaire et surtout la courbure principale thoracique ont un mouvement de plus grande amplitude, lors de leur ouverture et fermeture respectives. Sur l'échantillon que nous avons étudié du point de vue clinique, il y a bien une dissymétrie du comportement des courbures.

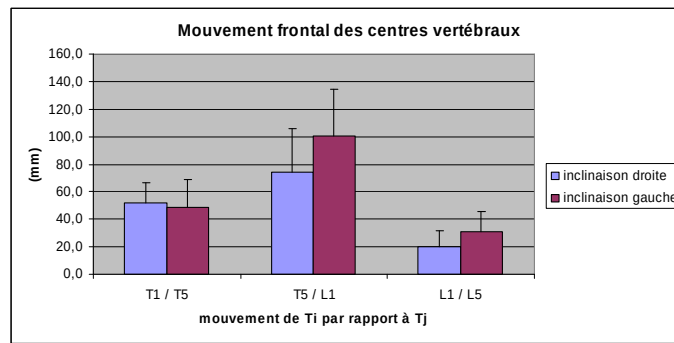


Figure 58 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales (variation de positions frontales *in vivo*).

2.2.4 Algorithme de personnalisation des propriétés mécaniques

L'algorithme d'identification des raideurs spinales par méthode inverse se base sur une fonction multi-objective à minimiser (construite à partir des différences entre les configurations réelles et virtuelles après inclinaison latérale) en adaptant des variables de design (ou rigidités locales des disques) notées « VD ».

- **La fonction multi-objective** [Papadrakakis *et al.*, 2005] :

Le traitement des radiographies frontales issues du test clinique standard nous donne accès aux rotations vertébrales axiales et latérales, ainsi qu'à la position frontale des corps vertébraux. Ces données sont comparées aux résultats de la simulation numérique du test clinique pour l'ensemble des vertèbres, permettant ainsi de construire trois fonctions objectives :

$$f_{RVX} = \sum_{i=1}^{16} w_{RVXi} \cdot |RVX_i^{simu} - RVX_i^{in vivo}| \text{ pour les rotations vertébrales latérales,}$$

$$f_{RVZ} = \sum_{i=1}^{16} w_{RVZi} \cdot |RVZ_i^{simu} - RVZ_i^{in vivo}| \text{ pour les rotations vertébrales axiales,}$$

$$f_{YZ} = \sum_{i=1}^{16} w_{YZi} \cdot |YZ_i^{simu} - YZ_i^{in vivo}| \text{ pour la translation vertébrale dans le plan frontal.}$$

où par exemple RVX_i^{simu} représente l'inclinaison de la vertèbre i après simulation, $RVX_i^{in vivo}$ le paramètre équivalent issu des données *in vivo*, et w_{RVXi} un coefficient de pondération associé au niveau vertébral i pour l'inclinaison vertébrale.

Pour la pondération de chaque différence, nous avons considéré un seuil maximal des écarts de 7° et de 5mm entre les données *in vivo* et celles issues de la simulation de bending, respectivement en orientation et en position vertébrales. Grâce à cette méthode, nous privilégions les niveaux vertébraux avec une forte différence de comportement entre la simulation et l'observation *in vivo*. La fonction de pondération est liée à cette différence et au seuil maximal des écarts, par une loi gaussienne inversée de paramètre σ [$\sigma(RVX)$, $\sigma(RVZ)$ ou $\sigma(YZ)$]. Le paramètre σ s'élève respectivement à 2° et à 1.5mm pour une largeur à mi-hauteur de la loi gaussienne inversée de 5° et de 3.5mm. Par exemple, pour l'inclinaison vertébrale, cette loi gaussienne s'écrit :

$$w_{RVXi} = w(RVX_i^{simu} - RVX_i^{in vivo}) = \frac{1 - e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{RVX_i^{simu} - RVX_i^{in vivo}}{\sigma(RVX)} \right)^2}}{\sigma(RVX) \cdot \sqrt{2\pi}}$$

Ces 3 fonctions objectives sont combinées, dans un deuxième temps, en une fonction dite « multi-objective », après normalisation au regard des pondérations :

$$f_0 = \frac{f_{RVX}}{\sum_{i=1}^{16} w_{RVXi}} + \frac{f_{RVZ}}{\sum_{i=1}^{16} w_{RVZi}} + \frac{f_{YZ}}{\sum_{i=1}^{16} w_{YZi}}$$

avec i l'indice de la vertèbre, pour 16 vertèbres considérées.

Par ailleurs, nous avons à traiter des données bruitées. Afin de s'assurer de la robustesse de la solution, nous additionnons à cette dernière fonction multi-objective une fonction objective liée à la nature bruitée des données *in vivo* (cf. Papadrakakis). Pour cela, cette fonction objective supplémentaire notée $\sigma_0(f_0)$ dépend de l'écart-type de la réponse du système pour des données *in vivo* bruitées.

$$f = w \cdot f_0 + (1 - w) \cdot \sigma_0(f_0)$$

Le poids w permet de faire varier le rapport entre la fonction multi-objective standard d'un problème et une fonction objective pour l'optimisation de la robustesse du système. Dans notre cas, nous choisissons une participation égale ($w = 0.5$) et un ensemble suffisant de 3000 jeux de données *in vivo* bruitées (bruit gaussien à partir de la précision des reconstructions). Ce nombre important de jeux de données nous permet de nous prémunir contre les biais inhérents aux méthodes de génération pseudo-aléatoire.

- **Les variables de design (VDs) :**

L'analyse clinique a montré que la pathologie de la scoliose engendrait un comportement particulier de certains disques spécifiques. Et le modèle éléments-finis de rachis, décrit au chapitre précédent, représente les composants de chaque disque intervertébral (annulus et nucleus) par une poutre élastique 3D : les comportements en inflexion et en torsion de l'élément correspondent respectivement au mouvement en inclinaison latérale et en torsion de l'unité fonctionnelle.

Lors de la première itération d'optimisation, les comportements des unités fonctionnelles sont ceux du système sans optimisation : nous parlons alors de la configuration « neutre ». Durant le processus d'identification, une loi de comportement spécifique multi-linéaire est construite pour les disques intervertébraux spécifiques, en différenciant les comportements à droite et à gauche, en torsion axiale et en inclinaison. Nous aurons donc 4 variables de design par niveau spécifique, correspondant aux rigidités discales en inclinaison (droite et gauche) et en rotation axiale (droite et gauche).

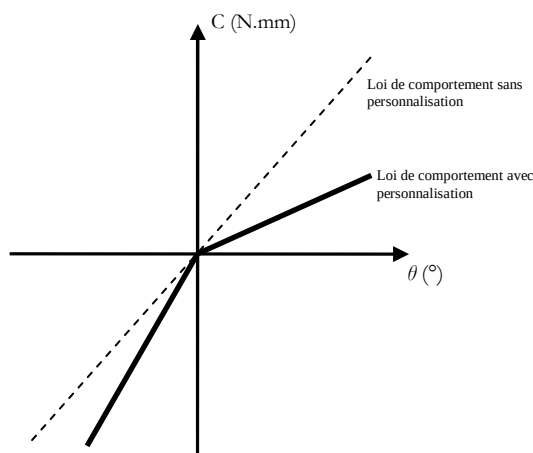


Figure 59 : Exemple de loi de comportement, après personnalisation, pour le disque intervertébral.

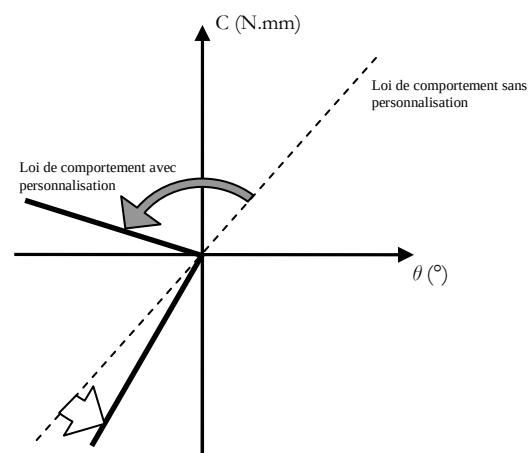


Figure 60 : Exemple de loi de comportement du disque, avec rigidité inversée après personnalisation.

Des rigidités ainsi découplées autorisent une plage de manœuvre importante pour retrouver le comportement propre à un rachis pathologique donné. Non seulement la solution peut consister en une augmentation ou en une diminution de la rigidité locale, mais ce choix technologique sur les variables de design permet aussi d'inverser localement le comportement de l'unité fonctionnelle.

- **Algorithme de résolution (cf. figure ci-dessous) :**

L'identification des spécificités mécaniques du rachis se fait en modifiant les variables de design afin de diminuer la fonction multi-objective (*i.e.* les écarts entre les données *in vivo* et issues de la simulation de bending). Le comportement des disques peut être différent en fonction du sens du test clinique d'inclinaison : l'expérience clinique montre en effet qu'un disque peut « s'ouvrir » dans un sens tout en restant « fermé » dans l'autre. Nous réalisons donc cette procédure d'identification pour chacun des tests cliniques de bending, et nous aurons donc une solution numérique *a priori* différente et dépendante du sens d'inclinaison et de rotation.

L'identification mécanique pour chacun des tests d'inclinaison se décompose en deux étapes : l'optimisation porte d'abord sur les variables de design relatives au comportement en inflexion de la poutre modélisant le disque (l'inclinaison vertébrale latérale correspond au mouvement vertébral de plus grande amplitude durant ce test clinique), puis enfin sur les variables de design modifiant le comportement en torsion, en tenant compte de la solution d'optimisation précédente.

Chaque étape d'identification ne tient compte que des disques spécifiques comme variables de design : cette procédure permet de guider l'identification afin que la solution optimale qui minimise la fonction multi-objective (donc la différence de comportement du modèle avec le comportement *in vivo*) corresponde au mieux à l'expérience clinique, tout en réalisant un compromis dans l'évolution des 3 sous-fonctions objectives.

La méthode numérique de minimisation et les critères de convergence sont abordés dans le chapitre suivant.

Comparaison & Identification

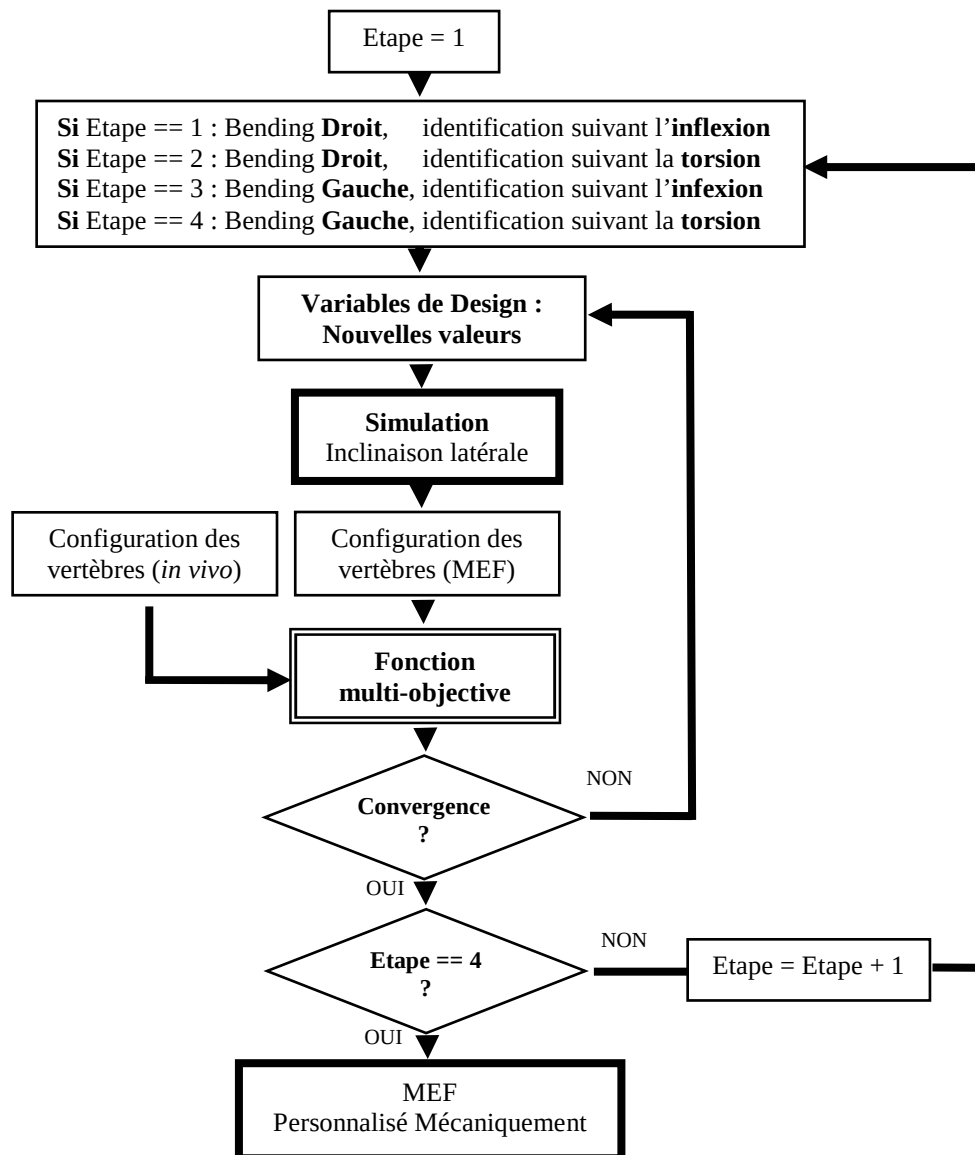


Figure 61 : Algorithme pour la personnalisation mécanique du modèle EF.

- **Méthode numérique de minimisation :**

La technique d'optimisation employée repose sur une méthode de minimisation numérique d'ordre zéro. Pour différentes valeurs des variables de design, la valeur de la fonction multi-objective est calculée à l'issue de chaque simulation par éléments-finis du test clinique ; ensuite, une interpolation des différentes valeurs de la fonction multi-objective est assurée par un polynôme multi-variable d'ordre 2.

$$\hat{f} = a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \cdot X_i + \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n b_{ij} \cdot X_i \cdot X_j$$

avec $\hat{f}$ l'approximation polynomiale de la fonction multi-objective, X_i les n variables de design du problème.

Le calcul des coefficients du polynôme d'approximation a_i et b_{ij} se fait par un recalage pondéré, aux moindres carrés. Cette pondération sert à donner plus de poids aux valeurs des variables ayant donné les valeurs des fonctions objectives minimales.

$$E^2 = \sum_{k=1}^{n_d} \Phi^k \cdot (\hat{f}^k - \hat{f}^k)^2$$

Avec E^2 la norme de l'erreur pour le recalage aux moindres carrés, Φ^k la pondération de l'erreur entre approximation et valeur réelle de la fonction multi-objective à l'itération k , ceci pour les n_d itérations d'optimisation.

Ce polynôme permet au logiciel d'évaluer un nouveau jeu de valeurs des variables de design minimisant la réponse du système grâce à une technique de minimisation propre au logiciel commercial de simulation que nous utilisons (« Sequential Unconstrained Minimization Technique », ANSYS®8.1), d'où une nouvelle itération d'optimisation suivie d'une mise à jour de l'approximation.

A l'issue de chaque boucle d'optimisation, un contrôle est effectué afin de vérifier sa convergence. Celle-ci est acquise si l'une des conditions suivantes est satisfaite :

- L'évolution de la fonction multi-objective entre sa valeur actuelle (itération k) et sa valeur minimale $f^{\min}$, ou bien entre les deux dernières boucles, est inférieure à la tolérance en sortie du système (fixée en fonction de l'amplitude de la fonction multi-objective lors de la première boucle).

$$|f^k - f^{k-1}| \leq \tau \text{ ou } |f^k - f^{\min}| \leq \tau$$

avec τ la tolérance sur la fonction multi-objective (fixée à 1%).

- De la même manière, l'évolution des valeurs des variables de design entre leur valeur actuelle (itération k) et leur valeur pour la fonction multi-objective minimale, ou bien

pour les deux dernières itérations d'optimisation, est inférieure à la tolérance en entrée du système (en fonction de la valeur de chaque variable de design lors de la première boucle).

$$\left| X_i^k - X_i^{k-1} \right| \leq \tau_i \text{ ou } \left| X_i^k - X_i^{best} \right| \leq \tau_i$$

avec τ_i la tolérance sur la variable de design X_i (fixée à 1%).

Afin d'éviter une convergence vers un minimum local, le système réalise une première approximation de la réponse seulement après avoir balayé l'espace des possibles par plusieurs jeux de valeurs aléatoires des variables de design (autour de la position neutre).

2.2.5 Exploitation de l'identification des propriétés mécaniques.

Pour l'ensemble des patients utilisés dans l'étude, nous évaluerons d'abord la concordance du modèle après personnalisation mécanique : nous donnerons l'erreur avant et après identification des propriétés mécaniques entre les données *in vivo* et la configuration rachidienne virtuelle, pour l'inclinaison vertébrale, la rotation vertébrale axiale, la position vertébrale frontale et l'angle de Ferguson. La robustesse des solutions est assurée par la prise en compte de l'écart-type de la réponse du système pour 3000 jeux de données *in vivo* bruitées.

Dans une deuxième partie, nous analyserons l'influence de la personnalisation mécanique sur le comportement rachidien, au niveau des courbures pathologiques. Pour faciliter la lecture des graphes, nous numérotions les courbures de la sorte :

- Courbure 1 : contre-courbure proximale,
- Courbure 2 : courbure thoracique, souvent principale,
- Courbure 3 : courbure lombaire, contre-courbure distale ou courbure principale (scoliose lombaire).

Le rapport des amplitudes des mouvements, des rigidités ou des mobilités, avant et après personnalisation, nous permet de définir plusieurs catégories, avec une tolérance de 20%. Pour les mouvements par exemple, une variation supérieure à 20% du mouvement initial nous donne une courbure* « assouplie », un mouvement diminué de plus de 20% une courbure « rigidifiée ». Pour une variation de mouvement inférieure à 20%, le comportement reste inchangé.

* Le mot « courbure » est ici utilisé au sens clinique : suivant l'adjectif qui le caractérise, il désigne soit la zone principale de la déformation scoliotique, soit l'une des zones compensatoires (ou « secondaires »).

2.3 RESULTATS & DISCUSSION

2.3.1 Concordance du modèle avec les données cliniques à l'issue de la personnalisation

- Résultats

Le tableau ci-dessous rassemble les différences entre les configurations rachidiennes après inclinaisons latérales *in vivo* et simulées, avant puis après identification des propriétés mécaniques.

Tableau 9 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales gauche et droite (mouvements *in vivo* du rachis complet).

TEST Clinique Standard		Différences (valeur absolue) : données In Vivo vs Simulation							
		INCLINAISON VERTEBRALE (°)		ROTATION AXIALE VERTEBRALE (°)		MVT FRONTAL (axe Y) (mm)		MVT FRONTAL (axe Z) (mm)	
		sans perso	avec perso	sans perso	avec perso	sans perso	avec perso	sans perso	avec perso
Inclinaison droite	MOYENNE	2,7	2,0	1,4	1,4	3,6	1,4	1,9	1,1
	MAXIMUM	13,9	13,6	13,0	11,2	20,6	7,4	11,3	5,1
	RMS	3,7	2,8	2,2	1,9	5,3	1,9	2,8	1,6
Inclinaison gauche	MOYENNE	2,4	2,2	1,8	1,4	2,4	1,7	1,5	1,3
	MAXIMUM	14,3	14,4	14,6	8,5	12,7	8,8	8,7	6,9
	RMS	3,3	2,9	2,7	1,9	3,4	2,3	2,1	1,9
Global	MOYENNE	2,6	2,1	1,6	1,4	3,0	1,5	1,7	1,2
	MAXIMUM	14,3	14,4	14,6	11,2	20,6	8,8	11,3	6,9
	RMS	3,5	2,8	2,4	1,9	4,4	2,1	2,5	1,7

Nous observons que si les maxima ne sont pas systématiquement diminués (de +0.6% à -64%), les écarts moyens et quadratiques (RMS) sont réduits pour les deux tests d'inclinaison (respectivement de -3% à -62%, et de -9% à -64%).

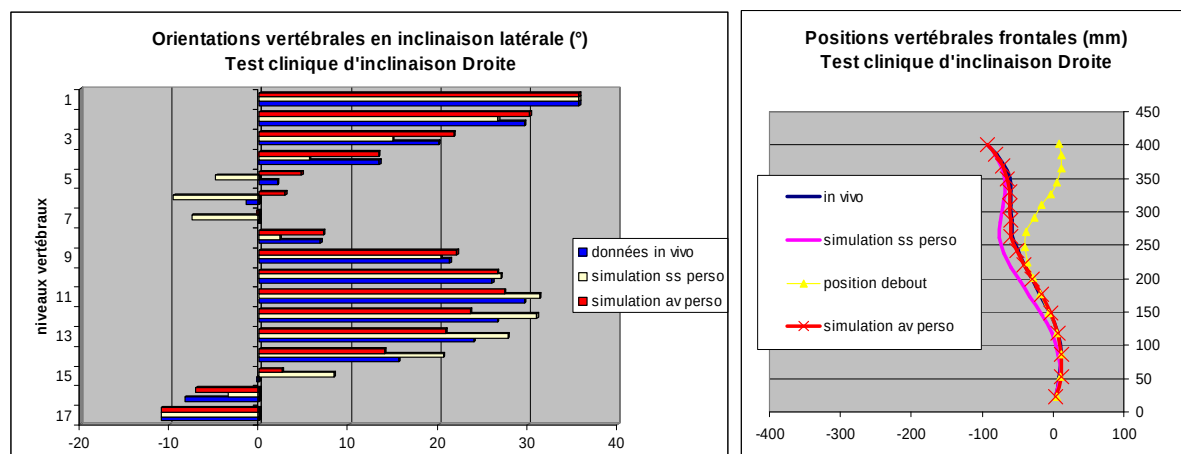


Figure 62 : Exemples de l'effet de la personnalisation mécanique sur les orientations et positions vertébrales (YLJ_18).

La personnalisation du rachis (par exemple pour le patient YLJ_18) permet de restaurer le comportement en inclinaison latérale de l'unité fonctionnelle ; d'où une amélioration du comportement rachidien dans le plan frontal, avec la position des vertèbres à l'issue de la simulation du test clinique en accord avec les données *in vivo*. La rotation axiale vertébrale à l'issue de la personnalisation est également améliorée au regard des données *in vivo*, comme nous le présentons avec les patients YLJ_24 et YLJ_10.

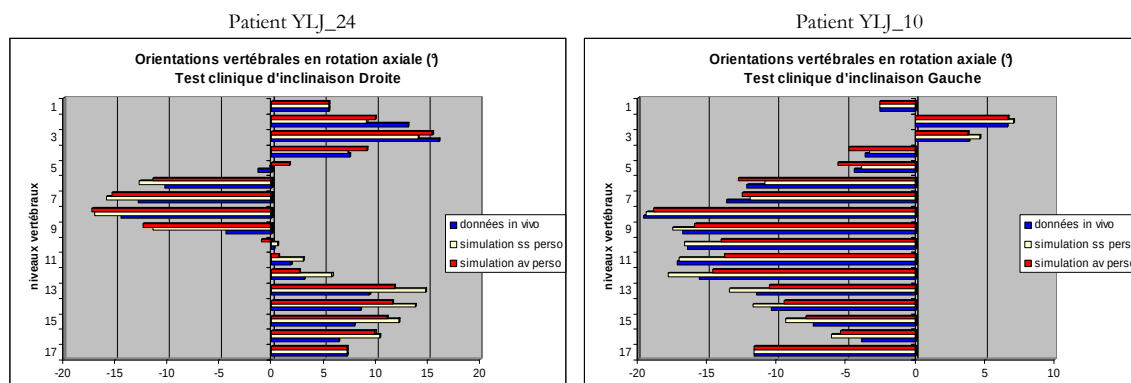


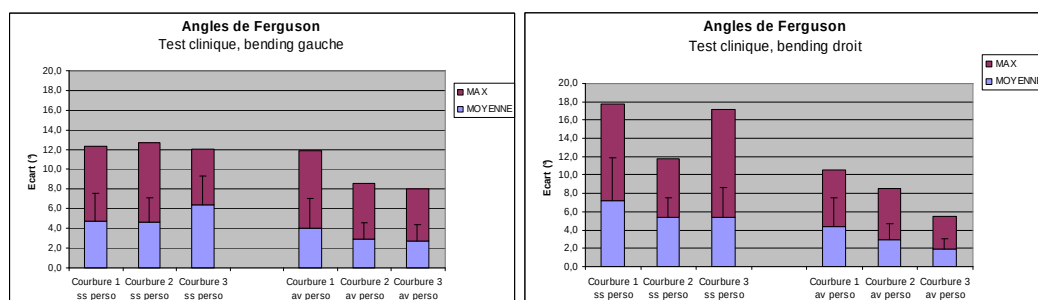
Figure 63 : Exemples de l'effet de la personnalisation mécanique sur les rotations axiales pour les patients YLJ_24 et YLJ_10.

Les résultats ci-dessus indiquent que cette méthode d'optimisation guidée par une connaissance *a priori* permet d'adapter les propriétés mécaniques pour personnaliser le comportement du modèle. Dans un deuxième temps, la non-réduction systématique des écarts maximaux nous a conduits à affiner notre approche, pour guider la recherche de solution à partir de niveaux vertébraux spécifiques complémentaires (méthode 2). Les résultats à partir de cette dernière méthode sont présentés dans le tableau ci-dessous. Toutefois, cette partie ayant été abordée en fin de thèse, l'analyse détaillée et les simulations de chirurgie ne l'ont pas intégrée.

Tableau 10 : Analyses des tests cliniques d'inclinaisons latérales gauche et droite (mouvements *in vivo* du rachis complet) par la deuxième méthode.

TEST Clinique Standard		Différences (valeur absolue) : données In Vivo vs Simulation							
		INCLINAISON VERTEBRALE (°)		ROTATION AXIALE VERTEBRALE (°)		MVT FRONTAL (axe Y) (mm)		MVT FRONTAL (axe Z) (mm)	
		sans perso	avec perso	sans perso	avec perso	sans perso	avec perso	sans perso	avec perso
Inclinaison droite	MOYENNE	2,7	1,9	1,4	1,3	3,6	1,1	1,9	1,0
	MAXIMUM	13,9	10,6	13,0	9,8	20,6	5,9	11,3	5,6
	RMS	3,7	2,5	2,2	1,8	5,3	1,5	2,8	1,4
Inclinaison gauche	MOYENNE	2,4	1,8	1,8	1,4	2,4	1,2	1,5	1,1
	MAXIMUM	14,3	10,4	14,6	9,0	12,7	5,5	8,7	6,9
	RMS	3,3	2,4	2,7	1,9	3,4	1,7	2,1	1,6
Global	MOYENNE	2,6	1,8	1,6	1,3	3,0	1,2	1,7	1,0
	MAXIMUM	14,3	10,6	14,6	9,8	20,6	5,9	11,3	6,9
	RMS	3,5	2,5	2,4	1,8	4,4	1,6	2,5	1,5

L'analyse du devenir du paramètre global qu'est l'angle de Ferguson montre une diminution de l'erreur moyenne (et RMS) sur les 3 courbures. Avant personnalisation, cet écart peut atteindre 18° avant personnalisation (moyenne : 6°, soit 3.5%) ; il ne dépasse pas 10° après personnalisation des rigidités rachidiennes par la deuxième méthode (moyenne : 3°, soit 2%).

Figure 64 : Ecart sur la mesure de l'angle de Ferguson, entre le résultat de la simulation et les données *in vivo*, en fonction de la personnalisation mécanique (méthode 2).

• Discussion : la méthodologie

Concernant la méthodologie, les données *in vivo* sont issues de tests cliniques en inclinaison latérale : si ce test de flexibilité permet d'apprécier la dissymétrie de comportement des unités fonctionnelles, le test de traction donnerait accès à une relation force-déplacement fortement utile. De plus, la routine clinique impose des clichés frontaux uniquement : la personnalisation comportementale ne concerne pas la flexion-extension et la position antéro-postérieure des vertèbres. Cependant, l'algorithme développé ici s'adapte à tout test clinique, et le nombre des variables de design est facilement extensible.

• Discussion : le recalage du comportement du modèle sur les données *in vivo*

Cette étude concerne la faisabilité d'une personnalisation mécanique automatique, guidée par une connaissance *a priori* de la scoliose idiopathique. L'algorithme de personnalisation recherche d'abord à identifier les propriétés mécaniques agissant en inclinaison, avant de s'intéresser à celles agissant en torsion axiale : Beuerlein *et al.*, 2003 montrait un tel découplage de comportement lors du test de bending. Afin de situer notre approche par rapport à la littérature, la table ci-après rappelle les différentes études visant à personnaliser le comportement mécanique d'un modèle numérique de rachis pour la chirurgie de la scoliose.

Tableau 11 : Comparaison des différentes méthodes de personnalisation mécanique.

Références	Modélisation		Personnalisation mécanique							
			Algorithme	Temps de calcul	Données <i>in vivo</i> : Tests cliniques	Nombre de patients	Validation			
							Ecart / post-op. <i>in vivo</i> , en terme de moy. [RMS] (min-max)			
							Paramètres globaux		Paramètres locaux vertébraux	
						Angle de Ferguson	Position frontale	Inclinaison	Rotation axiale	
Subbaraj <i>et al.</i> , 1989 Ghista <i>et al.</i> , 1988 Viviani <i>et al.</i> , 1986	2D	(T1-T2-T3) & (L3-L4-L5)	Optimisation numérique	Non communiqué	Traction	10	NC			
Petit <i>et al.</i> , 2004b	3D	T1-L5	Optimisation numérique	Non communiqué	Bending unilatéral	10	Lomb. : 4° [ET 3°] Thor. : 1°[ET 2°] à G Thor. : 2°[ET 1°] à D	NC		
Lafage <i>et al.</i> , 2004 Leborgne <i>et al.</i> , 1998a Leborgne 1998	3D	T1-Bassin	Heuristique & guidé	1 semaine	Bending unilatéral	10	NC	3.5mm (9mm)	2.5° (13°)	2.5° (9°)
Etude actuelle Méthode 1	3D	T1-Bassin	Optimisation numérique guidée	1h	Bending bi-latéral	30	4° [ET 3,5°]	1,5mm [2,1mm]	2.1° [2,8°]	1,4° [1,9°]
Etude actuelle Méthode 2				2h			3° [ET 3,2°]	1,2mm [1,6mm]	1,8° [2,5°]	1,3° [1,8°]

NC : non communiqué

Le nombre de patients au comportement ainsi identifié reste le plus important de la littérature. Pour la première fois, la capacité d'un tel algorithme à améliorer la cohérence dissymétrique du modèle EF de rachis avec le comportement *in vivo* réel du patient est démontrée et quantifiée, tant sur les paramètres locaux que globaux. La précision de ce nouvel algorithme est totalement indépendante de l'expérience de l'opérateur, pour un temps d'exécution considérablement réduit (1h ou 2h environ, en fonction de la méthode). De même, le balayage de multiples solutions garantit la robustesse de l'identification au regard du bruit des données d'entrée. Et cette robustesse, couplée au guidage de la recherche de l'optimum (par l'identification *a priori* des vertèbres spécifiques) évite la convergence vers un minimum local peu cohérent avec l'observation clinique (comme le notent certains auteurs).

Par ailleurs, aucun auteur n'identifie numériquement des comportements différents en fonction du sens du test clinique, contrairement à l'expérience clinique : Perdriolle indique une diminution de l'angle de Cobb thoracique de 80% dans le sens de l'ouverture de la courbure, et une augmentation de 20% dans le sens de la fermeture. Egalement, aucun auteur n'envisage la possibilité (et la nécessité) d'un comportement local inversé par rapport au modèle initial, comme nous le faisons. Enfin, dans toutes les études numériques précédentes, excepté celle de Lafage, aucune discontinuité mécanique n'était observée, car les algorithmes étaient tous axés sur la recherche d'une distribution continue des rigidités : cette continuité mécanique permettait de faciliter la convergence de simulations ultérieures. Notre algorithme s'appuie justement sur l'identification de ces discontinuités. Et, comme nous le verrons dans le chapitre concernant la simulation de chirurgie, ces discontinuités ne nuisent en rien à la convergence de notre modèle.

• Discussion : limites de l'algorithme de personnalisation

L'algorithme de personnalisation se base sur une fonction multi-objective à minimiser. Aussi, la solution réalise un compromis entre les 3 sous-fonctions objectives, entraînant parfois vers une configuration qui ne minimise pas toutes ces fonctions. Des différences initiales faibles entre les résultats de la simulation et les données *in vivo* peuvent ne pas faire l'objet d'une optimisation si leurs amplitudes sont inférieures aux erreurs de mesure, surtout pour les rotations vertébrales axiales. Beuerlein montrait que le test d'inclinaison influençait peu la rotation vertébrale axiale de patients scoliotiques.

2.3.2 Identification des spécificités rachidiennes

- Les courbures frontales pathologiques : résultats

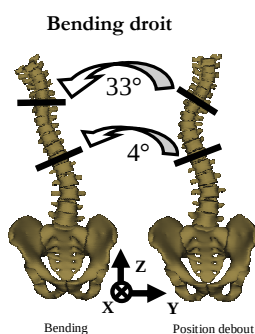


Figure 65 : Dans la courbure principale, « ouverture » et diminution de l'angle de Cobb.

L'ajustement mécanique des niveaux spécifiques se répercute sur l'ensemble du rachis en modifiant le comportement des courbures. Cette personnalisation influence l'ouverture et la torsion des courbures. En effet, il y a « ouverture » de la courbure principale pour une diminution de l'angle de Cobb, donc pour une différence positive du mouvement en inclinaison des vertèbres extrêmes de la courbure (par exemple $33^\circ - 4^\circ = 29^\circ$). Et il y a « torsion » de la courbure principale pour une différence négative du mouvement en rotation axiale des vertèbres extrêmes de la courbure.

La personnalisation, à partir du bending gauche, modifie drastiquement 25% des courbures principales en permettant leur ouverture (au lieu de la fermeture constatée en l'absence de personnalisation). Dans le cas du bending droit, la personnalisation entraîne une modification radicale du comportement de 16% des courbures secondaires, avec ouverture (et non plus fermeture) des dites courbures.

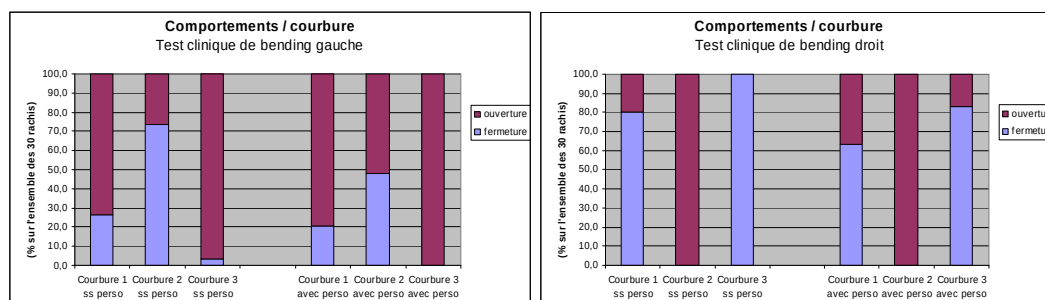


Figure 66 : Evolution de l'ouverture des courbures du fait de la personnalisation.

Les graphes suivants rassemblent les résultats sur l'évolution de la rigidité des courbures du fait de la personnalisation. Nous observons qu'en bending droit la majorité des contre-courbures sont globalement rigidifiées en inclinaison ou bien « normales » dans la contre-courbure proximale, alors que la courbure principale est assouplie dans 80% des cas. En bending gauche la variation de comportement est moins tranchée : nous avons quasiment la même répartition de rigidité pour les 3 courbures avec une prépondérance de rigidité inchangée dans le cas de la contre-courbure proximale (60% des cas). En ce qui concerne la variation en rotation axiale, quel que soit le sens du test clinique, les deux tiers des trois courbures font état d'un assouplissement en torsion après personnalisation mécanique (entre 57% et 70%), un tiers environ se révélant plus rigide en torsion (de 15% à 30%).

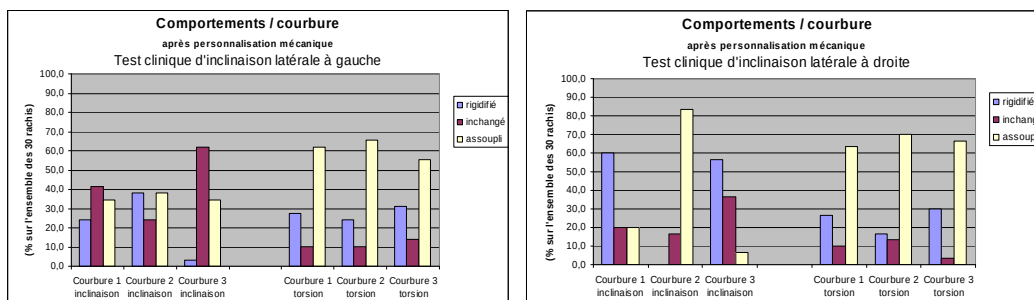


Figure 67 : Influence de la personnalisation mécanique sur la rigidité des courbures.

Nous notons que l'amplitude d'ouverture de la courbure principale augmente en moyenne de 10° (bending gauche et droit), celle de la contre-courbure distale également de 5° en moyenne (bending gauche). L'amplitude de fermeture diminue en moyenne de 5° , pour la courbure principale durant le bending gauche, pour les courbures secondaires durant le bending droit. Enfin, l'amplitude de la torsion et de la détorsion (relative à la variation de rotation axiale) varie peu en moyenne du fait de la personnalisation ($< 2^\circ$ en moyenne), et cela quelle que soit la courbure que nous considérons.

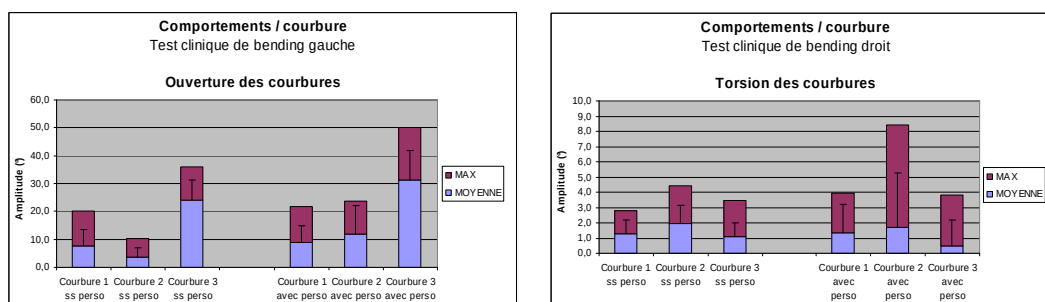


Figure 68 : Exemple de l'évolution du comportement des courbures en fonction de la personnalisation mécanique.

• Les courbures frontales pathologiques : discussion

Dans le cas de l'étude des scolioses, la flexibilité reflète pour les cliniciens la capacité d'une courbure à se corriger, donc sa réductibilité. Plusieurs auteurs font état d'une réduction significative de l'angle de Cobb durant les tests *in vivo* d'inclinaison latérale (respectivement en moyenne de 47% à 86% [Cheung *et al.*, 1997 ; Beuerlein *et al.*, 2003 ; Vedantam *et al.*, 2000 ; Petit *et al.*, 2002 ; Vaughan *et al.*, 1996]), même pour des déformations sévères. Beuerlein *et al.*, 2003 et Stokes *et al.*, 2001 observent que la variation d'ouverture des disques en inclinaison est maximale au niveau de l'apex durant le test de bending convexe. Perdriolle 1979 indique que pour la courbure principale la mobilité en bending se concentre à l'apex (63% du mouvement), tandis que les unités fonctionnelles extrêmes de cette courbure ont un comportement quasi-normal, voire rigide (respectivement 27% et 10% du mouvement, pour les unités distales et proximales). Ainsi, dans le sens de la convexité, l'ouverture de la courbure principale (et donc l'augmentation de l'angle de Cobb) est en moyenne de 80%. L'auteur observe également que les contre-courbures présentent un caractère d'irréductibilité d'autant plus important que la déformation est importante.

En ce qui concerne la rigidité des courbures rachidiennes, Petit conclut que le rachis scoliotique s'avère plus rigide qu'un rachis sain (c'est-à-dire des rigidités locales plus élevées) : 40% des cas ont un segment thoracique plus rigide, 70% des cas ont un segment lombaire plus rigide. Les données cliniques considérées par Petit comprenaient 5 scolioses thoraciques et 5 scolioses doubles majeures (courbures thoraciques et lombaires). De même pour Lafage, les rachis scoliotiques s'avèrent globalement plus rigides en inclinaison pour les contre-courbures, plus rigides également en torsion au niveau apical dans 8 cas sur 10, et 7 fois sur 10 plus souples en inclinaison dans la courbure principale. Pour Ghista au contraire, 70% des patients scoliotiques personnalisés mécaniquement s'avéraient plus souples (avec des modules d'Young plus faibles) : cependant, ces derniers limitaient leur analyse numérique au segment T3-L3 à l'aide d'un modèle poutre simple. Dans le cadre de notre étude, nous appelons « rigidification en inclinaison » la variation de réductibilité des courbures apportée par la personnalisation des propriétés mécaniques : un rachis sera « rigidifié » si la réduction de l'angle de Cobb est plus faible après personnalisation des niveaux spécifiques. Pour les tests de bending droit, la personnalisation conduit à des contre-courbures rigides en inclinaison pour 60% des cas, et à un assouplissement en inclinaison de la courbure principale dans 80% des cas ; l'inclinaison gauche met en avant une contre-courbure distale souple. Ces résultats sont en accord avec la littérature clinique, qui fait majoritairement état de la réductibilité et de la souplesse des courbures principales, et de contre-courbures rigides en proximal, souple en distal. Egalement, après identification, le nombre de courbures principales s'ouvrant durant le test clinique est plus important (jusqu'à 25% de cas supplémentaires), leur amplitude d'ouverture est supérieure en moyenne de 10°.

2.4 CONCLUSION

La personnalisation du comportement mécanique du rachis est nécessaire dans le cadre d'une application numérique spécifique au patient, par exemple la simulation de correction chirurgicale. Notre algorithme se focalise sur des vertèbres spécifiques, qui peuvent être déterminées automatiquement. Ce choix technologique relève de l'observation clinique, nous permettant d'identifier immédiatement les variables de design du système, et limitant de fait leur nombre. L'identification du comportement du rachis s'avère donc plus rapide si nous comparons aux techniques de recherche heuristique, et s'effectue de manière automatique. De plus, nous assurons une certaine robustesse à la solution en intégrant le bruit de mesure dans la fonction multi-objective. L'algorithme d'identification se base sur des données standard pré-opératoires, et reste valable quel que soit le type de test clinique (traction ou flexion latérale avec coussin).

Nous avons mis en avant des spécificités dans l'évolution des rigidités des unités fonctionnelles, conformément à l'expérience clinique. Egalement, les résultats sur la rigidité des courbures sont en accord avec la littérature, montrant une grande disparité entre les individus.

L'adaptation du modèle numérique aux données *in vivo* est sensiblement meilleure que ne le permettent les solutions proposées dans la littérature. L'optimisation prend en compte plusieurs paramètres vertébraux locaux (position frontale, et orientations vertébrales en rotation axiale et en inclinaison), au contraire des autres solutions technologiques basées sur des critères globaux [Petit *et al.*, 2004b ; Ghista *et al.*, 1988]. Egalement, la personnalisation intègre pour la première fois un comportement dissymétrique en fonction du sens du test de flexibilité.

3 SIMULATION DE CORRECTION CHIRURGICALE

3.1 INTRODUCTION

Peu d'équipes ont abordé la simulation de différentes techniques chirurgicales pour la correction de la scoliose. L'intérêt de la simulation numérique est largement souligné par ces auteurs : si l'outil de simulation permet une meilleure compréhension de la biomécanique des phénomènes de correction (en particulier pour les techniques de 3^{ème} génération dites « segmentaires »), il peut également aider le chirurgien à établir son planning pré-opératoire, en testant des stratégies chirurgicales alternatives ou bien différentes techniques de correction. Cependant, à notre connaissance, aucun modèle ne permet à ce jour de telles simulations en routine clinique, voire même en recherche clinique. Comme l'ont montré les études antérieures, les difficultés résident dans l'automatisation, l'accélération et la validation clinique des procédures de personnalisation mécanique et de simulation de chirurgie. Dans cette perspective, nous avons développé dans le premier chapitre les modifications apportées au modèle EF de rachis, principalement pour le rendre stable. Dans le chapitre précédent, nous exposons une méthode automatisée de personnalisation mécanique, dont l'optimisation est guidée par une connaissance clinique *a priori*. L'objectif de ce chapitre est de traiter des aménagements relatifs à la simulation de correction chirurgicale, afin de proposer un outil à la cohérence évaluée, capable de réaliser des simulations opérateur-indépendantes de différentes techniques chirurgicales.

La méthodologie globale pour la simulation de la correction chirurgicale et son évaluation ont été abordée dans le premier chapitre. Nous détaillerons donc ici l'outil de simulation de correction chirurgicale par les techniques Cotrel-Dubousset (CD) et par cintrage *in situ* (CIS), puis la simulation de manœuvres complémentaires. Nous exposerons ensuite les résultats des simulations de chirurgies réelles, qui serviront à l'évaluation de la cohérence de l'outil à partir de données cliniques post-opératoires. Enfin, nous quantifierons l'impact biomécanique des différentes étapes des chirurgies, ainsi que des variations par rapport à la procédure chirurgicale standard (manœuvres complémentaires...). Nos observations seront analysées au regard de la littérature scientifique.

3.2 MATERIEL ET METHODE

3.2.1 Modèle EF de rachis : amélioration de sa stabilité numérique

L'analyse de la simulation chirurgicale effectuée lors de la thèse de Virginie Lafage a permis de mettre en lumière un certain nombre de modifications à apporter afin d'affiner la cohérence du modèle EF de rachis. Outre une nouvelle modélisation du rachis cervical et des disques intervertébraux, nous avons également fait le choix de certaines options numériques afin d'accroître la stabilité numérique du modèle de rachis : cela a été présenté dans le premier chapitre. Il est possible d'améliorer encore cette stabilité.

En effet, l'instrumentation servant à la simulation de chirurgie est construite au début du calcul et s'avère donc disjointe du modèle EF de rachis : elle peut parfois se révéler non-contrainte durant

certaines étapes de la simulation. Pour éviter l'hypo-statisme de la structure et l'apparition de pivots nuls dans la matrice de rigidité globale lors de la résolution du système, nous lions l'ensemble des structures par l'intermédiaire d'éléments de très faible rigidité qui seront finalement activés pour réaliser la mise en charge de l'instrumentation.

Egalement, des problèmes de conditionnement numérique peuvent apparaître du fait de rigidités extrêmes dans une même structure : par exemple, le rapport entre les raideurs des implants et celles des disques est supérieur à 10^8 . Aussi avons-nous évalué la sensibilité des résultats des simulations à ces problèmes numériques.

3.2.2 Modélisation de l'instrumentation

- Les tiges

Dans le cadre d'un outil clinique de simulation de chirurgie, le clinicien aura la possibilité de choisir le design des tiges, en accord avec son planning pré-opératoire. Cependant, pour l'évaluation de la cohérence des simulations avec les données *in vivo*, nous utilisons la géométrie des tiges post-opératoires réelles, connue *a posteriori* à partir des données post-opératoires.

Ainsi, pour la chirurgie CD, nous supposons que les tiges se comportent comme des corps rigides durant la chirurgie. Dans le cas de la chirurgie CIS, la géométrie des tiges post-opératoires sera la forme finale que nous devons obtenir après cintrage automatisé : il s'agira de la « tige-cible ».

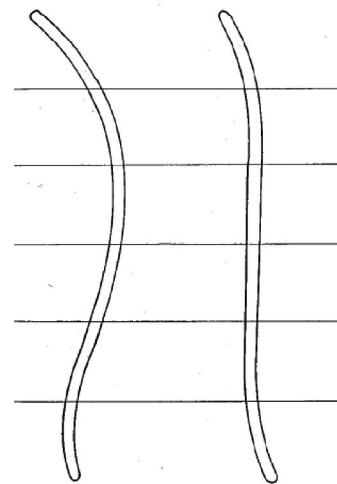


Figure 69 : Courbures sagittales théoriques des tiges concave et convexe (chirurgie CD).

Les données issues de la digitalisation des tiges sont traitées afin de minimiser le bruit, par des polynômes recalés aux moindres carrés sur les nuages de points : cela assure une continuité d'ordre suffisant en tous les points de la courbe modélisant la tige. Pour 30 tiges, les erreurs respectivement dans les plans frontaux et sagittaux, entre la géométrie de la tige ainsi lissée et les points identifiés, sont de 1.4mm [ET 1.3mm] (MAX 2.4mm) et 1.0mm [ET 0.9mm] (MAX 1.7mm) avec un coefficient moyen de corrélation r^2 de 0.9978 et 0.9813, respectivement pour les plans frontaux et sagittaux.

Les éléments utilisés pour la modélisation des tiges CD sont des poutres à section circulaire (2 nœuds, 6 degrés de liberté par nœud, théorie d'Euler-Bernoulli), et de propriétés mécaniques et géométriques conformes aux données du constructeur. Concernant la tige concave qui sera tournée durant la manœuvre de correction, son axe de rotation passe par les nœuds qui correspondent aux ancrages extrêmes (vis, crochets ou pinces).

Pour les tiges utilisées lors de la chirurgie CIS, celles-ci seront soumises à l'action des fers à cintrer, ce qui nécessite des éléments reprenant la flexion et les efforts tranchants. Nous avons donc choisi des éléments poutres, quadratiques (trois nœuds), suivant la théorie des poutres de Timoshenko.

- **Modélisation de la plasticité (chirurgie CIS)**

Concernant la modélisation des tiges CIS, nous souhaitons simuler des déformations plastiques cumulées, successivement suivant deux plans orthogonaux de l'espace. Le matériau utilisé dans le cas de la simulation du cintrage *in situ* doit autoriser la simulation d'une déformation plastique locale avec retour élastique, ainsi que l'écroutissage dans le cas de multiples actions de cintrage. Nous avons pour cela exploité un modèle spécifique de déformation plastique cinématique.

- **Modélisation des ancrages**

0 Modélisation de la liaison crochet-tige

Cette liaison cinématique réelle, induite par des connecteurs d'implants ou « clips », représente un « pivot-glissant ». La solution technologique retenue par Le Borgne et Lafage repose sur un système de poutres avec des propriétés mécaniques extrêmes afin d'assurer au mieux la cinématique du « pivot-glissant » (*cf.* figure suivante). Or la mise en œuvre de tels éléments entraîne des problèmes de conditionnement de la matrice de rigidité globale du système mécanique. Aussi, afin de faciliter la convergence de notre modèle, la liaison est modélisée par un élément cinématique dédié, modélisant cette liaison « pivot-glissant » en fonction de la courbure locale de la tige : les rigidités suivant les 6 degrés de liberté sont paramétrables grâce à des coefficients appropriés.

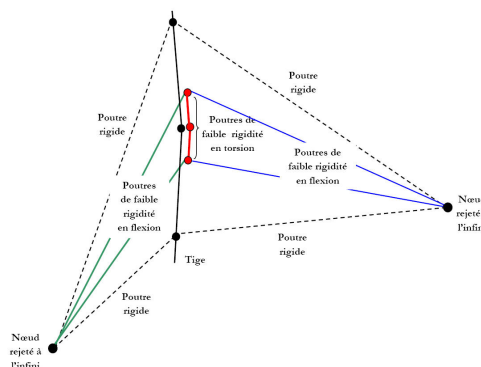


Figure 70 : Modélisation originelle du pivot glissant [Lafage 2002].

0 Position de la liaison ancrage-vertèbre

La définition de la position de la liaison ancrage-vertèbre a été revue, afin de minimiser l'écart entre la position générique (pour le modèle EF) et celle mesurée *in vivo*. Ainsi, après évaluation de la position générique proposée par Lafage (issue des barycentres des pédicules), nous avons envisagé une méthode statistique (à partir d'une base de données post-opératoires) pour définir la position générique de tous les types d'ancrage, améliorant ainsi le caractère prédictif de l'outil de simulation.

0 Modélisation de la liaison ancrage-vertèbre

Qu'il s'agisse de vis ou de crochet, les moyens d'ancrages sont modélisés par des poutres quasi-indéformables, aux propriétés géométriques et mécaniques données par le constructeur. La

différence entre les types d'ancrages se fait au niveau de la liaison ancrage-vertèbre. Pour cela, cette liaison ancrage-vertèbre est assurée par une poutre, dont la rigidité est fonction du type d'implant.



Figure 71 : Exemple de vis poly-axiale.

Un crochet ou une vis à tête mobile (ou vis poly-axiale) permet une ré-orientation de la vertèbre par rapport à la tige, au cours des manœuvres de correction. Ainsi, la vis poly-axiale autorise un débattement pouvant atteindre de $\pm 20^\circ$ à $\pm 30^\circ$ grâce à l'articulation à la jonction tête / zone de filetage. La vis à tête fixe (ou vis monobloc) assure une liaison rigide parfaite avec la vertèbre : il s'agit de l'ancrage privilégié dans la technique CIS pour l'instrumentation des niveaux extrêmes inférieurs.

L'utilisation d'une poutre pour la modélisation de la liaison ancrage-vertèbre évite des couples internes indésirables au sein de la liaison ancrage-vertèbre (au contraire du couplage des degrés de liberté par des équations, comme le proposait Lafage).

Quel que soit le type d'instrumentation, nous observons des mobilités parasites entre la tige et l'ancrage en plus de la liaison cinématique de pivot-glissant, du fait des jeux nécessaires à l'assemblage des implants. Nous avons tenu compte de ces jeux non-fonctionnels grâce à une mobilité (limitée) au niveau de la liaison vis-vertèbre. En fin de chirurgie, cette mobilité est supprimée pour tenir compte du blocage des ancrages.

3.2.3 Les différentes étapes de la simulation de chirurgie

L'ensemble des étapes chirurgicales pouvant influencer la conformation du rachis a été simulé, en accord avec l'expérience clinique et dans la continuité du travail de Lafage. Nous détaillerons dans ce chapitre les étapes d'une chirurgie standard, telle qu'elle est classiquement décrite, avant d'aborder dans le chapitre suivant les spécificités que nous avons intégrées pour la simulation de la chirurgie effective (*i.e.* effectivement réalisée par le clinicien et qui comporte des spécificités en fonction des patients).

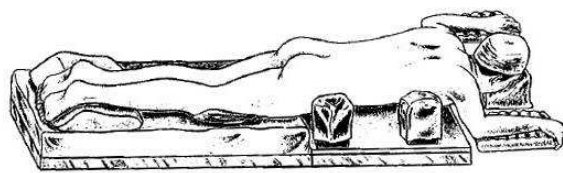


Figure 72 : Patient en décubitus ventral sur la table opératoire.

- **Le patient est placé en décubitus ventral sur une table de traction :** la paroi abdominale dégagée évite toute compression et donc limite le saignement. Les membres inférieurs sont dans l'alignement du tronc. La position des appuis s'inspire du cadre de Hall, avec la possibilité de modifier l'orientation des hanches pour faciliter la correction de la courbure lombaire. Cette étape est modélisée en autorisant une rotation (liaison « pivot ») autour des centres des cotyles, et en appliquant un effort de traction vertical de 40N (approximativement le poids de la tête) sur le nœud modélisant C0. Le poids des parties inférieures assurant l'immobilité du bassin à l'issue de la mise en position sur la

table opératoire, nous bloquons tous les degrés de liberté en translation au niveau des crêtes iliaques (points de contact supposés avec la table opératoire) afin de réaliser une nouvelle liaison « pivot ».

- **La mise en traction du rachis dans la chirurgie CD** (entre 50N et 150N, toujours inférieure à 25% du poids du sujet) facilite avant tout l'acte chirurgical [Zeller-Dubousset, 1996 ; Mac-Thiong *et al.*, 2004], en stabilisant et en détendant la colonne vertébrale grâce à son comportement visco-élastique. Cette étape de traction per-opératoire est simulée par la mise en place d'un effort de traction (100N en moyenne) sur le nœud modélisant C0, orienté de 10° par rapport à la verticale ; C0 est placé dans l'alignement frontal de S1, et cette position sera maintenue au cours de la chirurgie. A cet instant, le patient est supposé couché, son axe vertical global s'assimile donc à l'axe horizontal de la table opératoire.
- **La préparation du rachis** et la mise en place des ancrages sont facilitées par la mise en traction de la colonne. L'excision porte sur les capsules et facettes articulaires et les ligaments correspondants ; l'arc postérieur est exposé. Pour simuler cette étape, nous supprimons les éléments modélisant les facettes (contacts surfaciques, coques), ainsi que ceux modélisant les capsules et les ligaments postérieurs épineux sur la zone instrumentée. Les crochets sont placés conformément au planning pré-opératoire, leur construction a été vue ci-dessus.
- **La mise en place de la tige concave** se fait en déplaçant celle-ci afin de la positionner dans les ancrages extrêmes. La tige est insérée dans l'ancrage supérieur ; et parce que ce dernier est contrôlé dans ses mouvements à l'aide d'un porte-implant, nous bloquons sa position durant l'insertion de la première tige. La tige est orientée en fonction des positions frontales des implants extrêmes ; dans le plan sagittal, nous supposons la tige verticale. Successivement, chaque ancrage est inséré, de proche en proche. L'extrémité postérieure de l'ancrage est translatée jusqu'à la tige. L'axe principal de l'ancrage est forcé à la perpendiculaire de la courbure locale de la tige, pour simuler l'introduction de la tige dans la gorge de l'ancrage. Puis ses degrés de liberté sont couplés avec le nœud de la modélisation du clip le plus proche. Enfin, les conditions aux limites sur le crochet sont supprimées pour rechercher un état d'équilibre. L'ancrage extrême inférieur est fermé en translation, afin de stabiliser l'instrumentation lors des futures manipulations.

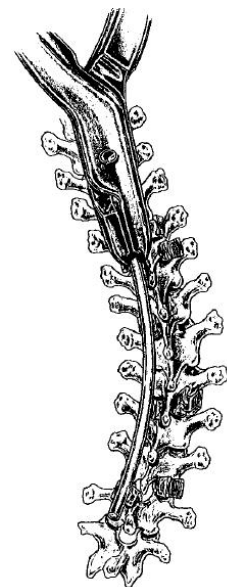


Figure 73 : Mise en place de la 1^{ère} tige.

L'action de confinement de la table sur le tronc du patient est modélisée par une mise en appui (à l'aide de déplacements imposés) au niveau des crêtes iliaques et de l'extrémité supérieure de l'instrumentation (le plus souvent T4).

- **La traction est relâchée** (chirurgie CD) à la fin de la mise en place de la première tige, pour permettre théoriquement une manœuvre de correction par dérotation la plus efficace possible : l'effort de traction est donc soustrait à l'effort global imposé au nœud modélisant C0.

- **La manœuvre de correction** : cette manœuvre dépend du type de chirurgie.

o Chirurgie CD :

Dans le cas de la chirurgie CD, il s'agit d'une rotation de la tige concave. Ce mouvement est simulé en appliquant une rotation progressive autour de l'axe principal de la tige, par pas de 10° . L'angle de rotation est celui mesuré en per-opératoire et inscrit dans le dossier du patient, ou bien d'une valeur de 90° s'il n'a été relevé. Afin d'éviter tout décrochage des crochets les plus éloignés, ceux-ci sont maintenus en place par l'assistant : nous bloquons donc les possibilités de rotation secondaire de la tige concave.

o Chirurgie CIS :

Dans le cas de la chirurgie CIS, la tige est initialement (*i.e.* à l'issue de sa mise en place) à la forme du rachis. La réduction des déformations scoliotiques passe par la modification pas à pas des courbures de la tige, les implants entraînant alors dans leur mouvement les vertèbres instrumentées. Cette technique repose donc sur des déformations plastiques locales de la tige, par le biais des fers à cintrer. L'action des fers à cintrer est modélisée par des couples purs, dirigés suivant les axes appropriés, de sens opposés, et appliqués de part et d'autre de l'élément modélisant les connecteurs d'implant. L'amplitude du couple est déterminée au cours d'une procédure automatisée permettant la simulation de l'action de cintrage en accord avec la connaissance *a priori* de l'expert clinicien.

Le cintrage repose sur de multiples déformations plastiques de la tige, avec retour élastique, suivant un schéma défini par l'expérience clinique. Ainsi, le chirurgien cintré successivement dans les plans frontaux et sagittaux ; dans chaque plan de l'espace, le chirurgien agit sur la tige autour de plusieurs niveaux vertébraux instrumentés. Aussi avons-nous mis en place un algorithme de cintrage automatisé, basé sur cette connaissance *a priori* : nous envisageons la possibilité de cintrer, d'abord dans un plan chacun des niveaux instrumentés, puis dans l'autre plan lorsque tous les niveaux ont été cintrés dans le plan précédent. Le premier plan « cintrable » correspond au plan pour lequel la différence de forme entre la « tige-cible » et la tige actuelle est maximale.

L'algorithme minimise cette différence de forme entre la « tige-cible » et la tige actuelle, à l'aide une fonction quadratique basée sur les distances 3D point-point des nœuds de la tige.

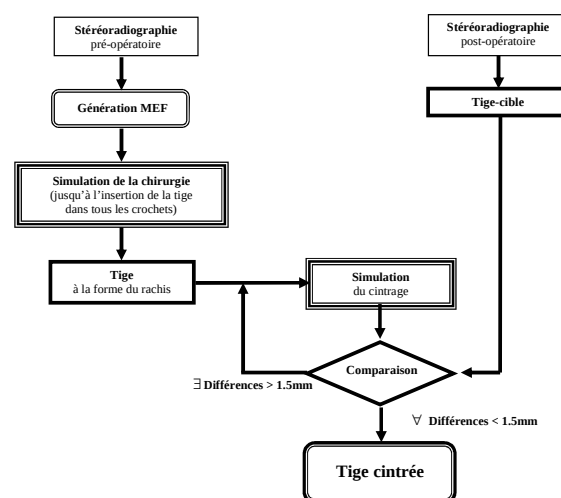


Figure 74 : Procédure globale de simulation du cintrage d'une tige (chirurgie CIS).

- **La mise en place de la seconde tige** pour les 2 techniques débute par les niveaux extrêmes distaux ; l'engagement des implants se fait ensuite de proche en proche, de bas en haut, afin de simuler l'effet d'un bras de levier agissant sur la saillie thoracique convexe. En effet, cette tige convexe présente une courbure sagittale moins prononcée que la tige concave. Notons que l'étude des radiographies post-opératoires des patients utilisés ici montre que le crochet apical est aligné dans le plan transverse avec l'axe global postéro-antérieur pour 16 patients sur 20 opérés par la technique CD.

Remarque :

Si dans le cas de la chirurgie CD, la tige convexe a une forme spécifique donnée par le chirurgien ou par les données post-opératoires, la seconde tige utilisée pour la chirurgie CIS est initialement à la forme du rachis : une **manœuvre de cintrage** est alors simulée, afin de retrouver la forme post-opératoire de la tige, conformément à l'étape précédente (cintrage de la 1^{ère} tige).

- **Les vertèbres extrêmes peuvent être « horizontalisées » ou « dérotées »** lors de la mise en charge des crochets : cette action est simulée en agissant sur l'extrémité postérieure des poutres modélisant les implants.
- **Les ancrages sont bloqués** les uns à la suite des autres, enfin de rigidifier le montage par l'intermédiaire des Dispositifs Transverses de Traction (DTT) : ces derniers sont donc activés, après que les ancrages du côté convexe aient été mis en charge et que les liaisons cinématiques des pivot-glissants aient été supprimées.

Avant la simulation de mise en position debout du patient, la géométrie est actualisée et les contraintes internes au système mécanique annulées. Cette opération est réalisée pour des raisons de stabilité numérique. Elle se justifie pour le rachis : une fois les manœuvres de correction terminées, le patient est reconduit dans sa chambre et ne se mettra debout au mieux que 48h après l'intervention, laps de temps que nous supposons suffisant pour une relaxation complète des contraintes dans les structures de la colonne vertébrale. En ce qui concerne l'instrumentation, les contraintes à cette étape sont enregistrées pour une analyse possible du geste sur les implants.

- **La mise en position debout passe par trois étapes :**
 - Le patient s'équilibre : le poids de la tête est simulé par une compression de 40N, avec une liaison pivot autour des cotyles.
 - L'horizontalisation du regard est simulé en imposant les degrés de liberté en rotation sur C0 correspondant à la position pré-opératoire.
 - Conformément à l'observation clinique, nous simulons la mise en position de la vertèbre T1 à la verticale du plateau de S1 en appliquant des déplacements sur T1.

3.2.4 Simulation de manœuvres complémentaires

Afin de répondre à des situations spécifiques, le chirurgien adapte parfois la procédure standard de chirurgie précédemment décrite. Nous explicitons donc ci-dessous la simulation de ces manœuvres per-opératoires complémentaires que peut réaliser le chirurgien. Ceci afin de nous conformer à la chirurgie effective du patient.

- Le chirurgien réalise parfois, au début de l'intervention, une ablation partielle du matériel discal : cet acte chirurgical ciblé, appelé « discectomie », est simulé en diminuant de moitié la rigidité des disques intervertébraux situés autour de l'apex.
- Dans le cas du cintrage *in situ*, les tiges sont, en théorie, introduites à la forme du rachis. En fonction de la correction désirée, le chirurgien définit le rayon de courbure distal dans le plan sagittal. A partir du rayon de courbure distal issu d'une construction « théorique » de la tige, des profils alternatifs pré-cintrages peuvent être envisagés, avec des rayons de courbure majorés ou minorés en fonction du choix du chirurgien.

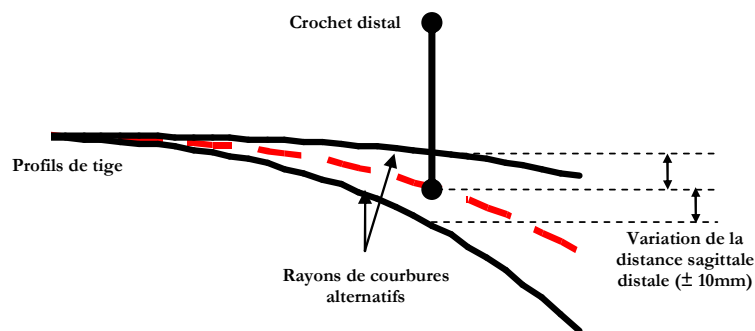


Figure 75 : Exemples de rayons de courbures distaux alternatifs dans le plan sagittal.

- La mise en charge de la pince instrumentant la vertèbre extrême supérieure peut se faire dès l'insertion de la première tige. Le chirurgien met alors en place les bloqueurs pour stabiliser les 2 crochets de la pince. Dans ce cas, nous considérons que la pince proximale réalise immédiatement une liaison parfaite avec la vertèbre correspondante.

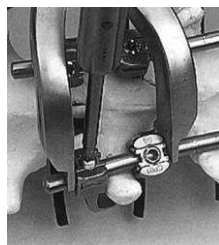


Figure 76 : Mise en charge de la pince extrême supérieure.

- Dans le cadre de la mise en place de la seconde tige (chirurgie CD), un maintien du crochet pédiculaire placé sur la vertèbre apicale peut être envisagé par le chirurgien. La simulation de cette manœuvre complémentaire repose sur l'orientation de l'ancrage apical,

qui sera maintenu dans le plan transverse comme nous l'avons vu lors de la mise en place de la seconde tige.

- La manœuvre de dérotation vertébrale se base sur l'emploi d'un ancillaire spécifique : les « blocs de dérotation ». Ces blocs permettent au chirurgien d'agir sur la rotation axiale de la vertèbre à partir de l'orientation de l'ancrage. Ce geste complémentaire a été simulée lors de la chirurgie CIS sur les vertèbres apicales, en forçant l'orientation des ancrages dans le plan transverse pour que l'axe longitudinal du crochet reste aligné avec l'axe postéro-antérieur.

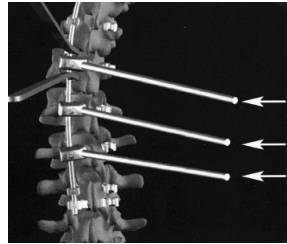


Figure 77 : Utilisation des blocs de dérotation (chirurgie CIS).

- La mise en charge des crochets se fait par écartement, entre l'ancrage et une pince serre-tige. Grâce à cette mise en charge, le chirurgien peut choisir de distraire ou de comprimer les segments instrumentés. Cette mise en traction-compression est simulée en imposant un effort longitudinal dont le sens dépend du type d'ancrage (vis, pincés, crochets pédiculaires, lamaires ou transversaires). L'amplitude de cet effort est de 300N.



Figure 78 : Mise en charge des crochets.

- A la fin de l'acte, le chirurgien contrôle si nécessaire l'horizontalisation des vertèbres extrêmes : il diminue l'inclinaison vertébrale à partir des ancrages. En effet, ces vertèbres sont toujours instrumentées des deux côtés, ce qui permet d'agir sur la position longitudinale des ancrages (sur la tige) afin de rectifier l'orientation frontale.



Figure 79 : Horizontalisation des niveaux extrêmes inférieurs.

3.2.5 Données cliniques pour l'évaluation du modèle

- **Présentation des données cliniques**

L'évaluation de la cohérence de la simulation de chirurgie se fera à partir de données cliniques issues de l'Hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris) pour la chirurgie CD, et des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg pour la technique CIS. 30 patients ont ainsi été considérés, 20 pour la technique CD et 10 pour la technique CIS. Les patients ont tous pour pathologie une scoliose idiopathique, traitée par la technique chirurgicale correspondante ; nous n'avons pris en compte que des patients au dossier clinique complet. Pour chacun de ces patients, des stéréoradiographies ont été réalisées en pré-opératoire et post-opératoire. Ainsi, la reconstruction pré-opératoire nous donne la géométrie initiale du patient et donc un maillage personnalisé, tandis que la reconstruction post-opératoire nous sert à comparer nos résultats de simulation avec les données *in vivo*. Egalement, des radiographies frontales durant les tests d'inclinaison latérale (en pré-opératoire) ont servi à personnaliser les propriétés mécaniques (*cf.* chapitre précédent). Un résumé des données cliniques est présenté dans les tableaux ci-dessous.

Tableau 12 : Récapitulatif des données cliniques pour la simulation de chirurgie CD.

Patient	Sexe	Scoliose	Niveau de fusion supérieur	Niveau de fusion inférieur	Angle de Cobb pré-opératoire	Age	Centre Hospitalier
YLJ_1	M	DM	T5	L1	58	16	SVP
YLJ_2	F	T	T4	L2	48	14	SVP
YLJ_3	M	DM	T5	L1	49	19	SVP
YLJ_4	F	TL	T5	L3	52	14	SVP
YLJ_5	M	DM	T6	L1	43	16	SVP
YLJ_6	F	DM	T4	T12	30	16	SVP
YLJ_7	M	DM	T5	L3	50	17	SVP
YLJ_8	M	T	T5	L1	70	18	SVP
YLJ_9	F	DM	T1	T12	80	13	SVP
YLJ_10	F	DM	T1	L1	45	15	SVP
YLJ_11	F	DM	T4	L1	72	13	SVP
YLJ_12	F	T	T6	L1	50	15	SVP
YLJ_13	M	DM	T4	L1	81	15	SVP
YLJ_14	F	DM	T5	L3	44	14	SVP
YLJ_15	F	T	T5	L1	45	13	SVP
YLJ_16	F	DM	T4	L3	59	13	SVP
YLJ_17	F	T	T5	L2	63	17	SVP
YLJ_18	M	DM	T1	L1	61	14	SVP
YLJ_19	F	DM	T1	L3	73	18	SVP
YLJ_20	F	DM	T4	L3	60	14	SVP

Tableau 13 : Récapitulatif des données cliniques pour la simulation de chirurgie CIS.

Patient	Sexe	Scoliose	Niveau de fusion supérieur	Niveau de fusion inférieur	Angle de Cobb pré-opératoire	Age	Centre Hospitalier
YLJ_21	F	T	T4	L1	40	16	HUS
YLJ_22	F	T	T3	L3	68	14	HUS
YLJ_23	F	TL	T2	L3	60	17	HUS
YLJ_24	F	T	T2	L2	58	34	HUS
YLJ_25	M	T	T3	L2	74	13	HUS
YLJ_26	F	T	T4	L2	52	25	HUS
YLJ_27	F	DM	T2	S	78	55	HUS
YLJ_28	F	DM	T2	L2	42	34	HUS
YLJ_29	F	T	T1	L2	54	29	HUS
YLJ_30	F	DM	T5	L2	40	24	HUS

Ci-dessous nous récapitulons les manœuvres complémentaires par patient, que nous avons pris en compte pour la simulation de la chirurgie effective. Il s'agit :

- D'une discectomie apicale (pour 7 patients opérés par la technique CIS),
- D'un rayon de courbure distal dans le plan sagittal des tiges, avant cintrage, respectivement majoré pour 3 patients (2 x 5mm, 1 x 15mm) et diminué pour 1 patient (5mm),
- D'une mise en charge immédiate de la pince supérieure (pour 2 patients opérés par la technique CD),
- Du maintien du crochet pédiculaire instrumentant la vertèbre apicale lors de l'insertion de la seconde tige (pour 9 patients opérés par la technique CD),
- D'une horizontalisation des vertèbres extrêmes proximales (pour 5 patients opérés par la technique CIS),
- D'une mise en charge avec traction-compression (pour 3 patients opérés par la technique CD et 2 patients pour la technique CIS).

Egalement, l'observation des radiographies post-opératoires montrent que certains crochets ont glissé : nous avons pris en compte ce paramètre pour 8 patients (6 patients opérés par la technique CD et 2 patients par la technique CIS).

L'analyse de l'instrumentation montre enfin que chacune des zones non-instrumentées (supérieures et inférieures à l'instrumentation) concerne :

- 3.7 niveaux vertébraux en moyenne (entre 0 et 6) pour la chirurgie CD,
- 2.7 niveaux vertébraux en moyenne (entre 0 et 5) pour la chirurgie CIS.

Et la partie instrumentée fusionne :

- En moyenne 9.6 vertèbres (entre 7 et 14) pour la chirurgie CD,
- En moyenne 11.6 vertèbres (entre 9 et 15) pour la chirurgie CIS.

3.2.6 Evaluation de la cohérence des simulations de chirurgie CD et CIS

Après un bilan sur la stabilité du modèle et la capacité de notre algorithme à reproduire le cintrage des tiges, nous évaluerons la cohérence de l'outil de simulation de chirurgie avec les données *in vivo*, tant au regard des configurations post-opératoires rachidiennes qu'à l'impact biomécanique de la chirurgie. Pour cela, une étude clinique sera menée à partir des reconstructions pré- et post-opératoires, et différents indices seront calculés afin de quantifier l'influence des chirurgies CD et CIS sur le devenir des déformations rachidiennes :

- Les positions et orientations 3D pour les vertèbres stratégiques (repère spinal),
- Les positions 3D de T1 et orientations 3D du bassin, dans le repère global,
- Les angles de Cobb sur chacune des courbures,
- Les angles de cyphose (T4-T12) et de lordose (T12-L5).

De plus, pour minimiser l'effet des incertitudes de mesure, nous calculons l'orientation vertébrale moyenne (en valeur absolue) sur chaque courbure :

- L'inclinaison moyenne (en valeur absolue) des vertèbres, au sein de chaque courbure frontale (définie par les zones jonctionnelles).

Par exemple, pour la courbure principale : $\text{Inclinaison moyenne} = \frac{\sum_{i=ZJ1}^{ZJ2} |RVX_i^{simu}|}{\text{longueur du segment}}$

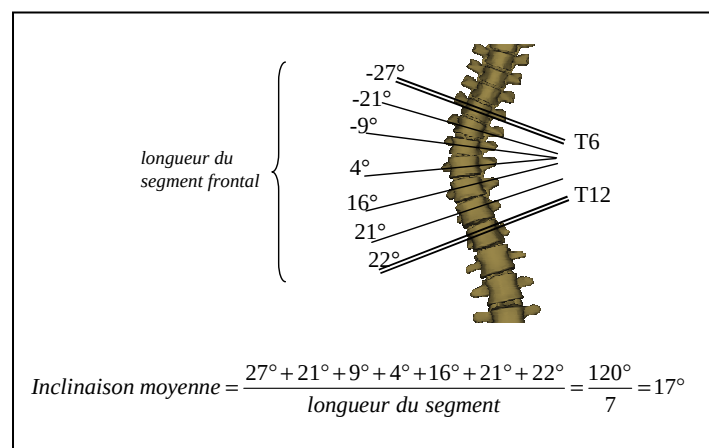


Figure 80 : Exemple de calcul de l'amplitude frontale, sur la courbure principale.

- La rotation axiale moyenne (en valeur absolue) des vertèbres, au sein de chaque courbure frontale (définie par les zones jonctionnelles).

Par exemple, pour la courbure principale : $Rotation\ axiale\ moyenne = \frac{\sum_{i=ZJ1}^{ZJ2} |RVZ_i^{simu}|}{longueur\ du\ segment}$

- La flexion-extension (en valeur absolue) des vertèbres, au sein de chaque courbure sagittale (définie par les segments T4-T12 et T12-L5).

Par exemple, pour la courbure cyphotique :

$$Flexion - extension\ moyenne = \frac{\sum_{i=T4}^{T12} |RVY_i^{simu}|}{longueur\ du\ segment}$$

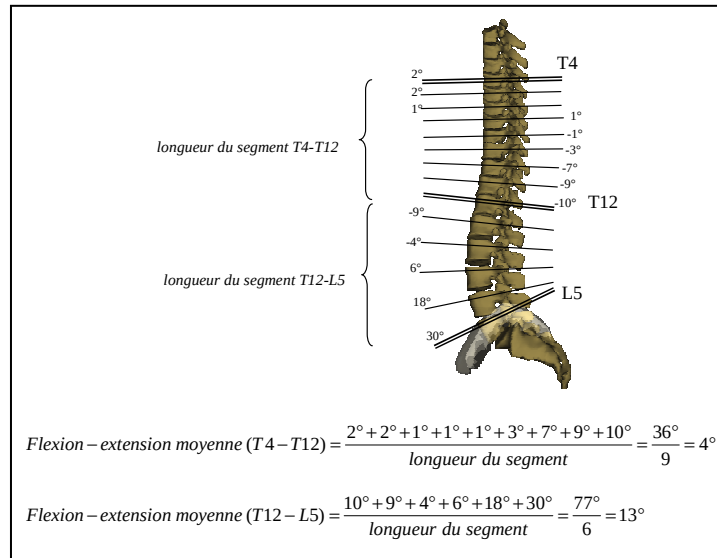


Figure 81 : Exemple de calcul des amplitudes sagittales.

3.2.7 Analyses biomécaniques à l'aide de l'outil de simulation de chirurgie

Nous exploiterons ensuite l'outil de simulation, d'abord pour mieux appréhender la biomécanique induite par chacune des étapes per-opératoires majeures, pour les techniques CD et CIS. Ensuite, nous mettrons en lumière le rôle des manœuvres complémentaires effectuées par le chirurgien, grâce à l'évolution des indices précédemment définis : nous nous appuierons sur la simulation de la procédure standard de chirurgie. Des paramètres supplémentaires seront aussi évalués, comme la suppression des jeux non-fonctionnels dans l'assemblage entre les têtes des vis monobloc et la tige, ou la réalisation d'une manœuvre complémentaire de dérotation apicale à la fin de la chirurgie CIS. Enfin, nous quantifierons l'effet du glissement des crochets sur la réduction des déformations scoliotiques. Tous ces résultats seront étudiés à la lumière de l'expertise clinique et de la littérature scientifique correspondante.

3.3 RESULTATS & DISCUSSION

3.3.1 Robustesse et stabilité du modèle EF

- **Résultats**

Dans l'état actuel, notre problème semble bien conditionné, les différences maximales au regard des positions et orientations 3D des vertèbres entre 6 simulations successives pour une même simulation de chirurgie CD étant inférieures à 0.05° et 0.02mm.

Egalement pour l'ensemble des simulations de chirurgie (plus de 300), nous n'avons eu à déplorer qu'un seul cas de non-convergence (patient 10, chirurgie CIS avec vis monobloc sans jeux non-fonctionnel, lors de la simulation du cintrage *in situ* de la première tige), et cela quelle que soit la technique de correction employée ou les variantes de chirurgie étudiées. En effet, 99.7% de nos calculs ont abouti sans intervenir sur les paramètres de convergence, avec une durée moyenne évaluée à environ 1h et 1h30 respectivement pour la technique CD et la technique CIS.

- **Discussion**

L'analyse de la littérature scientifique sur la simulation de correction chirurgicale pour la scoliose montre la difficulté d'obtenir des modèles stables, pour le peu d'équipes qui s'y est aventurée. Ainsi, Gignac *et al.*, 1998-2000 fait-il état du faible nombre de simulations ayant abouti (entre 35% et 60% suivant les études), sur une des premières versions du modèle EF du Laboratoire de Biomécanique, et dont la base est commune au modèle que nous employons dans notre travail. Lafage 2002 relève les mêmes difficultés à simuler plusieurs chirurgies pour des paramètres de convergence identiques. D'où l'utilisation d'un modèle corps-rigide pour la simulation de chirurgie de la scoliose [Aubin *et al.*, 2003], qui s'avère plus rapide qu'un modèle EF classique. Cependant, les limites de ce modèle sont multiples, comme le souligne l'auteur. D'abord, l'utilisation de corps rigides ne permet pas d'accéder aux contraintes, en particulier dans les structures osseuses et dans les disques ; ensuite, le comportement de l'unité fonctionnelle est modélisé globalement (comme la majorité des autres études numériques, limitant ainsi la simulation de gestes chirurgicaux spécifiques), par un joint sphérique au comportement linéaire. De plus, la modélisation du rachis se borne aux vertèbres avivées lors de la chirurgie (comme Jarayaman *et al.*, 1989 et Viviani *et al.*, 1986), ce qui exclut l'étude biomécanique post-opératoire tant des zones non-instrumentées que de l'équilibre global du patient. Enfin, cet auteur comme toutes les études numériques antérieures (excepté celles de Lafage et de Dumas), ne simule que les étapes de la chirurgie CD relatives à la première tige. Or la simulation de l'ensemble des gestes majeurs de la chirurgie apparaît comme une condition nécessaire à l'élaboration d'un outil clinique permettant la compréhension de tous les mécanismes de correction.

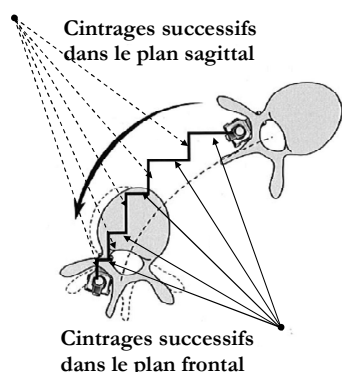
Notre travail démontre qu'il est possible d'envisager une modélisation éléments-finis 3D, avec une représentation détaillée des unités fonctionnelles, personnalisée géométriquement et mécaniquement, pour la simulation complète de la correction chirurgicale de la scoliose. Si le temps de calcul reste encore important pour envisager son emploi immédiat en routine clinique, la rapidité d'exécution reste satisfaisante au regard des nombreuses non-linéarités prises en compte et des multiples étapes de chargement ; cette durée pourrait être largement améliorée dans un travail ultérieur. Par rapport aux modèles récents présentés dans la littérature, cet outil numérique de simulation de chirurgie s'avère le plus abouti pour une future utilisation clinique.

Les améliorations que nous avons apportées concernent, pour la modélisation du rachis, la définition des matrices de rigidité des éléments et la définition des contacts (facettes articulaires). Ensuite, la construction de l'instrumentation a elle-aussi été revue, avec en particulier l'emploi d'un élément spécifique pour les pivots glissants. La description des gestes chirurgicaux a également été modifiée pour les représenter de manière plus fine. A l'issue de notre étude, nous faisons le constat que le modèle permet de simuler, sans difficulté, de multiples alternatives chirurgicales. Un seul cas de non-convergence de calcul a été relevé sur le nombre important de simulations réalisées (dans le cas d'une instrumentation particulièrement rigide). De plus, notre étude souligne la robustesse du système physique que nous modélisons, malgré la présence de rigidités extrêmes et de fortes non-linéarités. L'objectif de réaliser un outil de simulation stable et opérateur-indépendant paraît atteint.

3.3.2 Etude de la cohérence globale de l'algorithme de cintrage *in situ*

• Résultats

Pour 10 patients opérés par chirurgie CIS, la simulation du cintrage des deux tiges s'est effectuée de manière automatique. La différence de forme, entre le profil obtenu à l'issue de la simulation du geste et la forme post-opératoire réelle, est du même ordre dans les plans sagittaux et frontaux : les différences en distance 2D sont en moyenne inférieures au millimètre (0.8mm, ET 0.7mm), avec des maxima inférieurs à 4mm.



Pour la première tige, le cintrage débute dans 90% des cas par le plan frontal. Il concerne 3 plans dans 60% des cas (par exemple le cintrage de la tige réduit la déformation scoliotique d'abord dans le plan frontal, **puis** dans le plan sagittal, **puis** enfin dans le plan frontal), 4 plans dans 20% des cas, et seulement 2 plans pour 20% des patients. Pour la seconde tige, le cintrage débute dans 80% des cas par le plan sagittal. Il concerne 4 plans dans 20% des cas, 3 plans dans 30% des cas, 2 plans dans 40% des cas, et un seul plan pour 10% des sujets. Ensuite, le nombre de cintrage diminue progressivement au fur et à mesure de la chirurgie.

Figure 82 : Cintrages dans 10 plans (5 frontaux et 5 sagittaux successivement).

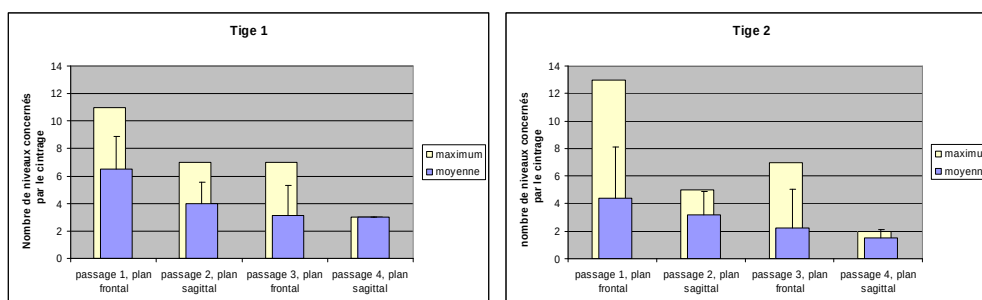


Figure 83 : Nombre de niveaux vertébraux concernés pour les plans successifs de cintrage.

• Discussion

En ce qui concerne l'algorithme de détermination automatique des niveaux à cintrer, nous obtenons par simulation une forme de tige post-opératoire proche de la forme de tige réelle : les différences observées sont de l'ordre de grandeur de la capacité d'analyse des données *in vivo*. Là aussi, l'opérateur-indépendance et la précision du système semblent avérées.

Nous observons des séquences de cintrages en accord avec l'expertise clinique : le geste concernant la première tige débute le plus souvent par le plan frontal, et celui concernant la deuxième tige par le plan sagittal. Au total, dans 80% des tiges cintrées, un même niveau vertébral n'a au plus été concerné que 3 fois par le cintrage. Et le nombre de cintrages diminue au fur et à mesure du geste. Evidemment, l'algorithme est paramétrable et il est possible d'augmenter le nombre de cintrage par niveau : bien que nous sachions que la déformation plastique dépend de l'historique de chargement, l'effet de la composition de la séquence de cintrage sur la configuration rachidienne post-opératoire n'a pas été évalué. Cet outil de simulation démontre la possibilité de proposer au clinicien une séquence de cintrage optimale pour la correction qu'il envisage.

3.3.3 Etude de la cohérence de l'outil de simulation : à partir des configurations rachidiennes post-opératoires

• Résultats

La simulation de correction chirurgicale CD porte sur 20 sujets, la chirurgie CIS sur 10 sujets. Le tableau ci-dessous résume les écarts signés (dans le repère spinal) entre les paramètres issus des données post-opératoires *in vivo* et ceux issus des simulations des deux chirurgies.

Tableau 14 : Récapitulatif des différences entre la simulation de chirurgie (CD et CIS) personnalisée et les données post-opératoires *in vivo*.

	Position et orientation vertébrales 3D Repère spinal						Orientation vertébrale moyenne (en valeur absolue) sur chaque courbure						Angle de Cobb			Angles sagittaux	
	Inclinaison			Flexion-extension			Rotation axiale			Flexion-extension			Rotation axiale			Flexion-extension	
	Inclinaison (°)	Flexion-extension (°)	Rotation axiale (°)	Position axe X (mm)	Position axe Y (mm)	Position axe Z (mm)	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	T4-T12 (°)	T12-L5 (°)	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)
MOYENNE	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0	1	0	0	0	1	-1	0
MAXIMUM	16	23	14	12	11	18	5	5	5	4	8	5	7	5	14	14	15
ECART-TYPE	4	4	4	4	3	6	2	2	2	1	3	2	3	2	5	5	5

Pour l'ensemble des deux techniques, 95% des différences observées (en terme d'orientation et de position des vertèbres dans le repère spinal) sont inférieures respectivement à 8° et 8mm (14mm pour l'écart en position suivant l'axe longitudinal). L'écart en position longitudinale est surtout important pour la simulation de chirurgie CIS (en moyenne 7mm contre 3mm pour la chirurgie CD).

Dans le repère global, la position du sujet présente des différences par rapport aux données *in vivo*. En particulier, l'écart sur la position de T1 dans le plan transverse, entre les données *in vivo* et le résultat de la simulation de chirurgie, est variable d'un patient à l'autre. De plus, si l'écart sur la position de T1 est quasi-identique en valeur absolue pour les deux techniques CD et CIS dans le plan frontal (en moyenne 9mm [RMS 14mm] contre 10mm [RMS 12mm]), la simulation de la technique CIS rend moins bien compte de la position antéro-postérieure de T1 que celle de la chirurgie CD (en moyenne 26mm [RMS 32mm] contre 14mm [RMS 19mm]).

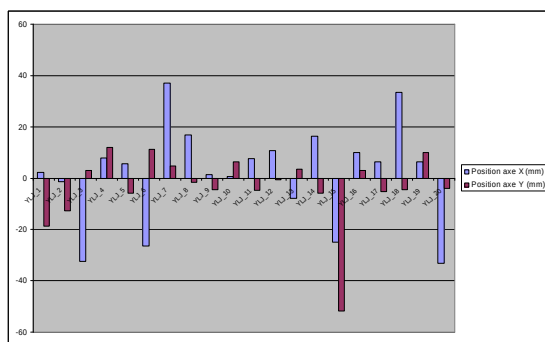


Figure 84 : Ecart de la position de T1 dans le plan transverse, dans le repère global (chirurgie CD).

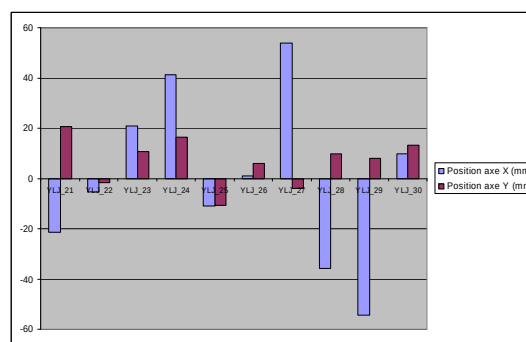


Figure 85 : Ecart de la position de T1 dans le plan transverse, dans le repère global (chirurgie CIS).

Concernant l'orientation du bassin, l'écart en valeur absolue entre la simulation et les données *in vivo* reste faible en inclinaison et en rotation axiale (moyenne et RMS inférieures à 1°). Pour l'antéversion du bassin, l'écart est en moyenne de 3° (RMS 4°) pour la chirurgie CD et de 6° (RMS 7°) pour la chirurgie CIS. En particulier, nous observons que la simulation de chirurgie CIS donne une configuration sagittale post-opératoire sous-estimant dans 9 cas sur 10 la rétroversion pelvienne post-opératoire *in vivo* (cf. les figures suivantes).

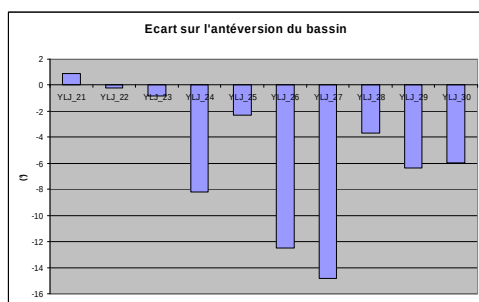


Figure 86 : Ecart sur l'orientation sagittale du bassin, dans le repère global (chirurgie CIS).

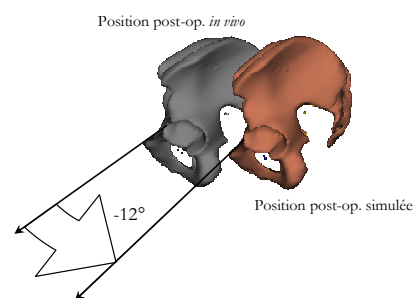


Figure 87 : Bassin post-opératoire issu des données *in vivo* (en grisé) et de la simulation (en couleurs) (YLJ_26).

Le résultat de la simulation de chirurgie peut être confronté aux données *in vivo* en terme de paramètres cliniques. Les écarts en valeur absolue sur les angles post-opératoires de Cobb, de cyphose et de lordose sont du même ordre de grandeur sur l'ensemble des 2 techniques chirurgicales, en moyenne de 4°, 5° et 6° (95% de ces différences étant inférieures respectivement à 11°, 12° et 14°).

Tableau 15 : Récapitulatif des différences sur les paramètres cliniques (chirurgie CD).

	Angle de Cobb			Angles sagittaux	
	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	Cyphose T4-T12 (°)	Lordose T12-L5 (°)
MOYENNE	5	4	5	4	6
MAXIMUM	14	12	15	12	17
RMS	6	5	6	5	7

Tableau 16 : Récapitulatif des différences sur les paramètres cliniques (chirurgie CIS).

	Angle de Cobb			Angles sagittaux	
	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	Cyphose T4-T12 (°)	Lordose T12-L5 (°)
MOYENNE	3	4	4	6	5
MAXIMUM	11	14	11	11	12
RMS	5	5	5	7	7

Les différences entre la configuration rachidienne post-opératoire simulée et celle *in vivo*, pour les orientations vertébrales moyennes (en valeur absolue) sur chaque courbure, sont du même ordre de grandeur pour les 2 types de correction. Ainsi, les écarts absolus sur l'inclinaison, la flexion-extension et la rotation axiale à l'intérieur de chaque courbure sont en moyenne inférieurs à 2°.

Tableau 17 : Récapitulatif des différences sur les orientations absolues moyennes (chirurgie CD).

	Orientation vertébrale moyenne (en valeur absolue) sur chaque courbure								
	Inclinaison			Flexion-extension		Rotation axiale			
	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	T4-T12 (°)	T12-L5 (°)	Courbure proximale (°)	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	
MOYENNE MAXIMUM RMS	2	1	1	1	1	2	2	1	
	5	3	5	3	5	5	7	5	
	2	1	2	1	2	3	3	2	

Tableau 18 : Récapitulatif des différences sur les orientations absolues moyennes (chirurgie CIS).

	Orientation vertébrale moyenne (en valeur absolue) sur chaque courbure								
	Inclinaison			Flexion-extension		Rotation axiale			
	Courbure proximale	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	T4-T12 (°)	T12-L5 (°)	Courbure proximale	Courbure médiane (°)	Courbure distale (°)	
	(°)					(°)			
MOYENNE MAXIMUM RMS	2	1	1	1	3	1	2	1	
	4	5	2	4	8	3	5	3	
	2	2	1	2	4	1	3	2	

Nous notons que ces écarts absolus entre les configurations vertébrales post-opératoires virtuelles et *in vivo* (pour les deux chirurgies) sont de même amplitude, inférieures à 95% à :

- [7°, 3mm] pour la zone non-instrumentée supérieure (écarts moyens de [3°, 1mm]),
- [8°, 4mm] pour la zone non-instrumentée inférieure (écarts moyens de [3°, 2mm]),
- [8°, 7mm] pour la zone instrumentée (écarts moyens de [3°, 3mm]).

Seule la différence en flexion-extension des vertèbres appartenant à la zone inférieure à l'instrumentation CIS s'avère plus importante (moyenne 6°, 2RMS 14°), en concordance avec l'écart sur l'antéversion post-opératoire du bassin pour la simulation de cette technique chirurgicale.

• Discussion

Si les équipes sont peu nombreuses à proposer un modèle de simulation de chirurgie, elles relèvent également la difficulté de proposer un outil dont la cohérence soit évaluée sur un nombre élevé de cas réels. Afin de situer notre outil numérique par rapport à la littérature, le tableau ci-dessous rappelle les différentes études portant sur la simulation de chirurgie pour la correction de la scoliose.

Les études faisant état, comme nous, d'un outil de simulation de chirurgie personnalisée géométriquement et mécaniquement sont rares. Concernant la validation des simulation de chirurgie CD, le nombre de patients utilisés varie de 1 à 6 ; seul Lafage *et al.*, 2004 se base sur une population de 10 sujets. Pour la simulation des deux techniques chirurgicales que nous évaluons, nous considérons 20 patients pour la chirurgie CD et 10 patients pour la chirurgie CIS.

Tableau 19 : Comparaison des différentes études de simulation de correction chirurgicale pour la scoliose.

Références		Modélisation				Simulation		Validation						Remarques	
		Unité fonctionnelle		Personnalisation Géométrique Mécanique		Technique Chirurgicale	Simulation de la chirurgie complète	Nombre de patients	Ecart / post-op. réel moy. (min-max) [RMS]						
									Paramètres globaux			Paramètres vertébraux locaux			
									Cobb	Cyphose-Lordose	Elongation	Position 3D	Orientation 3D		
Stokes <i>et al.</i> , 1993	3D	T1-Bassin	Simplifiée	OUI	NON	Harrington	NON	6	5%	22° & 11°	7mm	NC	NC	Remarque : ajustement des propriétés mécaniques en fonction des résultats post-opératoires	
Gardner Morse <i>et al.</i> , 1994						CD		6	2%	50%	NC		RVA-apex 1°		
Poulin <i>et al.</i> , 1998	3D	T4-L1	Simplifiée	OUI	NON	CD	NON	1	(1-6°)	(8-23°)	NC	NC			
Aubin <i>et al.</i> , 2003					OUI			3	(1-6°)	(2-6°)		RVA-apex (3-7°)			
Leborgne <i>et al.</i> , 1998b	3D	T1-Bassin	Détaillée	OUI	OUI	CD	NON	1	NC			12mm	10°		
Lafage <i>et al.</i> , 2004							OUI	10				6 mm (12mm)	5° (13°)		
Dumas <i>et al.</i> , 2005						CIS		2				5mm (15mm)	5° (15°)		
Etude actuelle	3D	T1-Bassin	Détaillée	OUI	OUI	CD	OUI	20	5° [6°]	5° [6°]	1mm [4mm]	3mm [4mm]	3° [4°]		
						CIS		10	4° [5°]	5,5° [7°]	7mm [9mm]	2mm [3mm]	3° [4°]		

NC : non communiqué

La simulation de l'ensemble des étapes de la chirurgie, sur un modèle EF personnalisé géométriquement et mécaniquement, améliore la cohérence du modèle par rapport aux résultats présentés par Lafage et Dumas. Dans notre étude, les écarts absolus avec les données post-opératoires, en terme d'orientation et de position vertébrales, sont en moyenne de 3° et 3mm, et sont inférieures à 95% respectivement à 8° et 8mm (excepté pour la position longitudinale de T1 pour la chirurgie CIS). Nos écarts s'avèrent légèrement supérieurs aux erreurs en orientation faites lors des reconstructions géométriques de vertèbres sèches (en moyenne 1.4° (ET 1.9°)).

L'évaluation de l'outil passe également par la précision des paramètres cliniques prédits par le modèle. Concernant l'analyse de paramètres globaux comme les angles de Cobb, de cyphose, de lordose, les écarts absolus que nous observons pour les deux techniques sont du même ordre de grandeur que pour les autres équipes ; seul Gardner-Morse obtient des écarts de 2% en moyenne sur l'angle de Cobb, en ajustant cependant les propriétés mécaniques des poutres modélisant les disques en fonction des données post-opératoires (ce qui n'en fait pas un modèle prédictif). Notons que le calcul de ces paramètres cliniques porte sur les deux vertèbres extrêmes ; aussi l'évaluation des orientations moyennes (en valeur absolue), plus globale, diminue-t-elle les écarts avec les données *in vivo*, les ramenant à 4° pour 95% des valeurs (excepté pour la flexion-extension dans la région T12-L5 pour la chirurgie CIS).

Si la zone instrumentée est la plus contrainte d'un point de vue cinématique, le comportement des niveaux adjacents dépend *a priori* de la personnalisation des propriétés mécaniques, comme le soulignent plusieurs auteurs [Gardner Morse *et al.*, 1994 ; Lafage 2002]. Que nous considérions des vertèbres dans la zone fusionnée ou à l'extérieur de celle-ci pour les chirurgies CD et CIS, les différences entre le résultat de la simulation et les configurations post-opératoires réelles sont du même ordre de grandeur (respectivement inférieures à 95% à [8°, 7mm]). Toutefois, la position suivant l'axe longitudinal local de certains niveaux instrumentés montre un écart maximal plus important (jusqu'à 12mm). Et l'écart concernant la flexion-extension dans la courbure inférieure à l'instrumentation s'avère plus élevé (6° en moyenne) pour la chirurgie CIS.

Nous l'avons vu, les principales différences avec les données post-opératoires portent sur la simulation de chirurgie CIS, avec l'orientation sagittale du bassin, la flexion-extension vertébrale moyenne dans la courbure lordotique et la flexion-extension dans la courbure inférieure (à l'instrumentation) moins bien évaluées. Dans notre groupe d'étude, les patients opérés par chirurgie CIS ont un souvent âge avancé au moment de la chirurgie, limitant leur capacité de compensation par la liaison sacro-iliaque comme le font certains patients adolescents [Skalli, Dubousset *et al.*, 2006]. En effet, les données post-opératoires réelles sur la position de T1 montrent une différence importante de ré-équilibre à l'issue de la chirurgie : la simulation de la capacité de ré-équilibre postural constitue une future piste de recherche pour l'amélioration de la précision du modèle de chirurgie.

La simulation de chirurgie CIS sous-estime aussi la position longitudinale post-opératoire de la vertèbre T1 (différence moyenne de 7mm). Or l'étude clinique met en évidence un allongement important du rachis après la chirurgie CIS, que nous ne retrouvons pas à la simulation. Deux raisons expliquent peut-être ces différences. D'abord, nous n'avons pas simulé de mise en traction lors de la chirurgie CIS, conformément aux indications de chirurgiens experts. Ensuite, une mise en charge plus importante pourrait être envisagée dans le cadre de cette technique, les vis utilisées constamment comme instrumentation distale assurant une meilleure prise.

3.3.4 Etude de la cohérence de l'outil de simulation : analyse pré- / post-opératoire

L'objectif de cette partie est de quantifier la cohérence de la simulation de chirurgie, au regard des modifications rachidiennes pré- / post-opératoires. Nous nous appuyons pour cela sur l'analyse des données cliniques (développée ci-dessous), et sur la variation de configuration rachidienne après simulation de la chirurgie.

- **Analyse de l'impact des chirurgies CD et CIS, à partir des données cliniques**

A partir de l'analyse des radiographies pré- / post-opératoires, nous observons que les deux techniques chirurgicales (CD et CIS) induisent une médialisation frontale des vertèbres instrumentées, autour de l'apex de la courbure principale (respectivement en moyenne de 31mm (ET 10mm) et de 32mm (ET 11mm) pour l'apex).

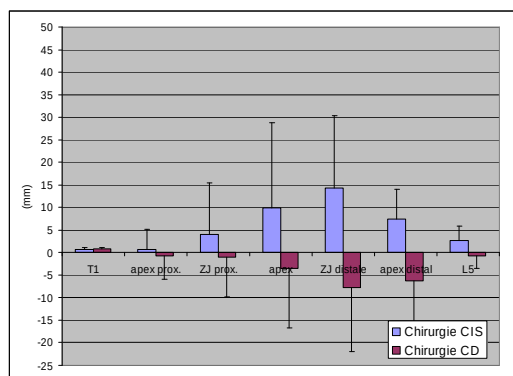


Figure 88 : Mouvements sagittaux des centres vertébraux à l'issue des chirurgies.

Dans le plan sagittal, les chirurgies CD et CIS se traduisent par des translations maximales autour de la vertèbre extrême inférieure : si le déplacement moyen est antéro-postérieur pour la chirurgie CD (en moyenne de 8mm (ET 14mm)), il est au contraire postéro-antérieur pour la chirurgie CIS (en moyenne de 14mm (ET 16mm)).

Les données cliniques post-opératoires montrent une translation longitudinale de T1, respectivement de 25mm (ET 13mm) et de 31mm (ET 11mm) pour les techniques CD et CIS. Le rachis s'allonge en moyenne de 3mm (ET 6mm) pour la chirurgie CD, et de 11mm (ET 9mm) pour la chirurgie CIS.

Les chirurgies CD et CIS conduisent à une forte diminution des courbures frontales (respectivement en moyenne, toutes courbures confondues, de 10° (ET 4° et 5°)). La rotation axiale moyenne (en valeur absolue) semble peu modifiée par les techniques CD et CIS : le maximum de correction de la rotation axiale moyenne (en valeur absolue) se retrouve dans la courbure principale, avec une variation moyenne de 1° (ET 3° et 4°).

Dans le plan sagittal, les deux techniques CD et CIS modifient peu les courbures. Globalement, nous observons une réduction de la flexion-extension moyenne (en valeur absolue) dans la courbure lordotique (respectivement de 1° (ET 2.5°) et de 2° (ET 2°)) ; dans la courbure cyphotique, ce paramètre diminue pour la technique CD (en moyenne de 2° (ET 3°)) et augmente pour la technique CIS (en moyenne de 1° (ET 2.5°)).

Ces remarques se retrouvent dans l'observation de l'évolution des paramètres cliniques classiques à l'issue de la chirurgie. L'angle de Cobb diminue pour les 2 techniques, dans la courbure principale respectivement en moyenne de 37° et 38° (ET 9°). La lordose diminue également, respectivement de 5° (ET 10°) et de 3° (ET 5°) en moyenne. En ce qui concerne la cyphose, les techniques CD et CIS entraînent une faible diminution de cet angle, respectivement de 2° (ET 9°) et de 3.5° (ET 10°) en moyenne.

- **Analyse de l'impact des chirurgies CD et CIS, à partir des simulations de chirurgie.**

Les simulations de chirurgie CD et CIS induisent une médialisation frontale des vertèbres instrumentées, exclusivement dans la courbure principale, comme le montrait l'analyse clinique : le déplacement moyen de l'apex est respectivement de 30mm et 34mm, contre 31mm et 32mm pour l'analyse des données *in vivo*. Dans le plan sagittal, les simulations de chirurgies CD et CIS entraînent en moyenne des translations opposées, maximales autour de la vertèbre instrumentée distale, en antéro-postérieur pour la chirurgie CD (en moyenne de 11mm) et en postéro-antérieur pour la chirurgie CIS (en moyenne de 14mm).

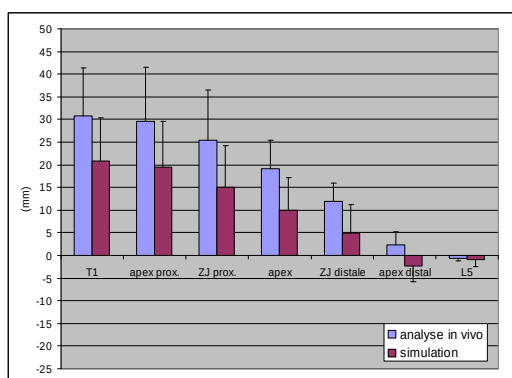


Figure 89 : Variation de positions longitudinales entre la configuration pré-opératoire et la fin de la chirurgie CIS.

Si le déplacement longitudinal de T1 est relativement proche des données *in vivo* pour la chirurgie CD (23mm en moyenne, contre 25mm), l'écart est plus important dans le cas de la chirurgie CIS (21mm en moyenne, contre 31mm). Concernant l'allongement du rachis à l'issue de la simulation, celui-ci est quasi-nul pour les deux techniques chirurgicales CD et CIS en moyenne, malgré certaines disparités (ET respectivement de 3mm et 6mm).

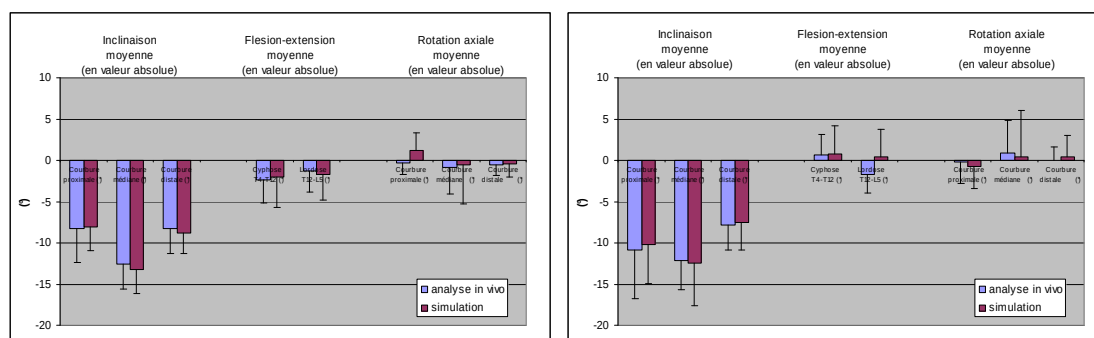


Figure 90 : Variation des orientations vertébrales moyennes, pour les chirurgies CD et CIS.

Les chirurgies CD et CIS conduisent à une forte diminution de l'inclinaison moyenne (en valeur absolue) dans l'ensemble des courbures : la courbure principale voit l'inclinaison moyenne de ses vertèbres diminuée en moyenne de 13° pour les deux chirurgies (contre 12° en *in vivo*). La flexion-extension moyenne (en valeur absolue) varie peu du fait de la simulation de chirurgie, et cela pour

les deux techniques (variation inférieure à 2°, comme pour l'analyse *in vivo*). Tout comme la rotation axiale moyenne (en valeur absolue), même dans la courbure principale (moyenne de 1°, identique à l'analyse *in vivo*). Notons cependant des écart-types importants pour les variations de ces deux dernières orientations (entre 3° et 5°), traduisant une certaine variabilité inter-individuelle.

• Discussion

Notre travail intègre l'analyse de données pré- et post-opératoires. S'il n'existe aucune étude sur la reproductibilité des données issues de radiographies post-opératoires, certains auteurs ont cependant évalué la précision de paramètres cliniques pré-opératoire à partir de radiographies conventionnelles. Weiss 1995 rapporte une variation intra-opérateur en moyenne de 3° et inférieure à 5° pour 82% des mesures (inférieure à 5° pour 75% des mesures, d'après Rajasekaran *et al.*, 1994) ; de plus, des mesures par la technique de Perdriolle se montrent peu fiables pour des rotations axiales supérieures à 30° [Omeroglu *et al.*, 1996]. Enfin Yazici *et al.*, 2001 remarque que la méthode de mesure de la rotation axiale par la technique de Perdriolle s'avère significativement différente de celle effectuée sur CT-scan pour une évaluation en position debout. En ce qui concerne l'angle de Cobb, Loder *et al.*, 2004 réalise une revue de littérature : Shea *et al.*, 1998 rapporte une variation intra-observateur de 3° (intervalle de confiance de 95%) dans des conditions de mesures optimales. Pour deux autres auteurs [Oda *et al.*, 1982 ; Carman *et al.*, 1990] l'intervalle de confiance à 95% est évaluée, en routine clinique, respectivement à 9° et à 10° pour l'angle de Cobb (11° pour la cyphose).

La méthode de reconstruction 3D employée ici diminue fortement l'erreur de reproductibilité intra-observateur pour les données cliniques pré-opératoires : bien que les incertitudes n'aient pas été quantifiées pour les scolioses sévères, pour des scolioses modérées Gille, Skalli *et al.*, 2006 quantifie l'intervalle de confiance à 95% à 4° et 3° pour les angles de cyphoses et lordose, et à 2° pour l'angle de Cobb. En particulier, la rotation axiale apicale est accessible avec une précision bien meilleure que ne le permettent les méthodes traditionnelles de mesure : 2° pour un intervalle de confiance à 95%.

0 Analyse de l'impact des chirurgies CD et CIS, à partir des données cliniques.

Les études cliniques portent presque toujours sur la correction globale de la chirurgie CD. L'amplitude de la correction de l'angle de Cobb varie suivant les séries, en moyenne entre 36% [Papin *et al.*, 1999] et 71% [Gray *et al.*, 1991]. Cette correction moyenne est comprise entre 40% et 50% [Lenke *et al.*, 1998 ; Perez-Grueso *et al.*, 2000], entre 50% et 60% [Bridwell *et al.*, 1990 ; Guidera *et al.*, 1993 ; Betz *et al.*, 1999 ; Lenke *et al.*, 2001], entre 60% et 70% [Ecker *et al.*, 1988 ; Thompson *et al.*, 1990 ; Wood *et al.*, 1991 ; Krismer *et al.*, 1992 ; De Jonge *et al.*, 2002].

Dans le plan sagittal, la majorité des auteurs ne notent aucune correction des angles de cyphose et lordose [Bridwell *et al.*, 1990 ; Halm *et al.*, 1995 ; Betz *et al.*, 1999 ; Perez-Grueso *et al.*, 2000 ; De Jonge *et al.*, 2002] ; seul un auteur [Lenke *et al.*, 1998] obtient une augmentation de 8° de la cyphose. Dans le cas d'une hypocyphose (angle inférieur à 10°), l'angle est corrigé à l'issue de la chirurgie CD du même ordre de grandeur pour tous les auteurs (en moyenne de +10.5° [Ecker *et al.*, 1988], de +13° [Bridwell *et al.*, 1990], de +8.5° [Gray *et al.*, 1991], de +12° [Halm *et al.*, 1995], de +16° [De Jonge *et al.*, 2002]).

Pour l'étude de la rotation axiale, les auteurs se concentrent sur la vertèbre apicale : si pour deux auteurs [Gray *et al.*, 1991 ; Krismer *et al.*, 1992] la chirurgie CD ne corrige pas la rotation axiale, deux autres études [Ecker *et al.*, 1988 ; Papin *et al.*, 1999] font respectivement état d'une réduction en moyenne de 24% et 19%. Egalement, Wood *et al.*, 1991 conclut sur une réduction moyenne de cette rotation apicale de 9% (entre -20% et +50%), notant au passage une variation en bloc de la rotation axiale sur la zone instrumentée (comme le fera Labelle *et al.*, 1995a, Ghanem *et al.*, 1997 puis Lecire 1999). Enfin, Papin *et al.*, 1999 indique une translation longitudinale du rachis de 25mm à l'issue de la chirurgie, la distance T1-L5 passant de 351mm $\pm$ 29mm en pré-opératoire à 375mm $\pm$ 27mm en post-opératoire.

Pour la chirurgie CIS, Dumas *et al.*, 2003a et Bridwell *et al.*, 2002 font état d'une correction de l'angle de Cobb de 62% en moyenne, sans modification significative du profil sagittal ; Dumas relève une diminution moyenne de la rotation apicale de 52%.

Notre étude clinique montre une correction des techniques CD et CIS en accord avec les études précédentes. Ainsi, le pourcentage moyen de correction de la courbure principale est-il respectivement de 62% et 65%, tandis que les angles de cyphoses et lordose sont globalement peu influencés (diminutions moyennes de 2° à 5° en fonction des angles et des techniques). Pour la chirurgie CD, la vertèbre T1 se translate de 25mm en moyenne, comme dans la littérature ; et la variation de position des vertèbres, dans les plans frontaux et sagittaux, est en accord avec l'analyse menée par Ghanem et Lecire. Enfin, les rotations vertébrales axiales semblent peu modifiées pour les deux techniques. Si ces conclusions sont en accord, pour la chirurgie CD, avec l'ensemble des analyses cliniques précédentes, nos remarques sur la correction de la rotation axiale par la technique CIS diffèrent de l'étude de Dumas, seul auteur à avoir étudié l'impact de cette instrumentation. Deux explications à cela : tout d'abord, si en moyenne nous n'observons pas de diminution significative, la variation de rotation axiale de la vertèbre apicale dépend beaucoup des sujets. Ensuite, Dumas utilise des géométries vertébrales pré- et post-opératoires différentes pour son analyse.

La comparaison des deux techniques CD et CIS n'a précédemment jamais été réalisée. Notre étude indique que la capacité de correction de l'angle de Cobb dans la courbure principale semble identique en moyenne, la réduction de l'amplitude de la contre-courbure proximale est légèrement plus importante pour la technique CIS (11° contre 8°). La flexion-extension moyenne paraît aussi évoluer différemment, même si globalement les deux techniques modifient peu l'orientation vertébrale dans le plan sagittal : si la chirurgie CD réduit en moyenne les courbures cyphotique et lordotique (de 2° et 1°), la chirurgie CIS augmente l'amplitude de la courbure cyphotique (1°) et réduit l'amplitude en lordose (2°). En ce qui concerne la rotation axiale dans les courbures frontales, nous n'observons pas de comportements différents entre les techniques à partir de l'étude clinique.

O Analyse de l'impact des chirurgies CD et CIS, à partir des simulations de chirurgie

L'impact des deux techniques chirurgicales sur la configuration rachidienne est en accord avec notre étude clinique et les études cliniques antérieures. En effet, la chirurgie CD simulée change les paramètres cliniques, avec une réduction en moyenne pour l'angle de Cobb de 66%, entre 86% et 50%. La simulation implique également une réduction pour la cyphose de 23%, pour la lordose une réduction de 11% en moyenne. Pour la chirurgie CD, les hypo-cyphoses pré-opératoires (cyphoses inférieures à 13°) augmentent en moyenne de 11° (entre 1° et 21°), conformément à l'expérience clinique. A l'issue de la simulation de chirurgie CIS, nous observons une réduction moyenne de l'angle de Cobb de 65% dans la courbure principale (entre 42% et

88%), et une variation mineure des angles de cyphose (4°, soit une diminution de 8%) et de lordose (2°, soit une augmentation de 5%), conformément à la littérature scientifique. Concernant la variation des orientations moyennes, les simulations de chirurgie CD et CIS se traduisent par une forte réduction de l'inclinaison dans la courbure principale (en moyenne de 13°, soit respectivement 62% et 59%). Les orientations vertébrales sagittales sont peu modifiées à l'issue des simulations de chirurgie, ce qui correspond aux résultats des études cliniques ci-dessus.

L'outil de simulation, dorénavant stable, a montré son adéquation avec la chirurgie réelle, tant du point de vue de la configuration post-opératoire que de l'effet de la chirurgie sur le rachis. Par la suite, nous analyserons le rôle des différentes étapes de la correction, ainsi que de paramètres chirurgicaux alternatifs.

3.3.5 Analyse biomécanique : les différentes étapes de la simulation de chirurgie

A l'issue de l'évaluation de la cohérence de l'outil de simulation de chirurgie, nous sommes en mesure de quantifier l'influence de chaque étape majeure de la simulation de chirurgie, à partir des variations de la configuration rachidienne. Nous présentons ici les résultats pour chacune des techniques chirurgicales (instrumentation CD puis CIS), d'abord en terme de variation de position vertébrale, puis en terme de variation d'orientation vertébrale moyenne (en valeur absolue), toujours dans le repère spinal. Gardons à l'esprit que les variations d'orientation moyenne sont calculées sur l'ensemble des vertèbres d'une courbure donnée.

- **Variation en position et en orientation vertébrales, entre les étapes majeures de la chirurgie CD.**

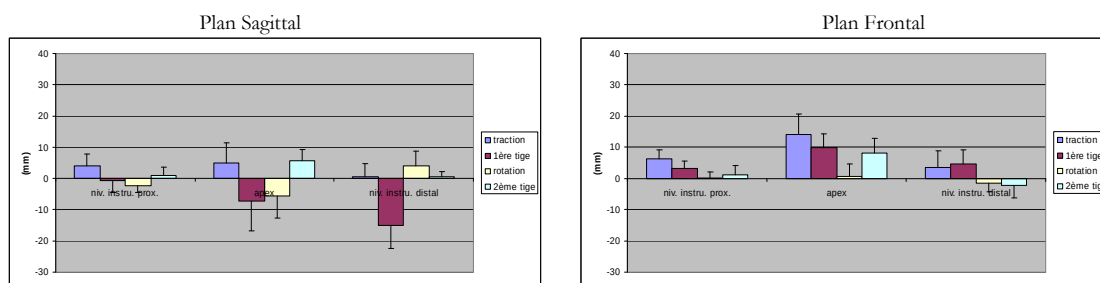


Figure 91 : Variation de positions des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CD.

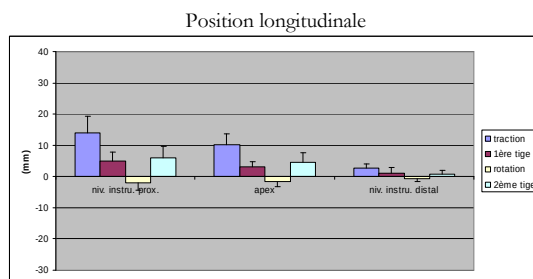


Figure 92 : Variation de position longitudinale des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CD.

De toutes les étapes, **la mise en décubitus ventral puis en traction** du patient induit les translations les plus importantes dans le plan frontal, avec une médialisation des vertèbres et en particulier de l'apex (en moyenne de 14mm, ET 6.5mm). Cette étape conduit à une translation longitudinale importante de T1, comprise à 95% entre 4mm et 30mm (en moyenne de 17mm).

Cette première étape de mise en position ventrale puis en traction induit aussi la plus importante réduction de l'amplitude des courbures frontales : pour les courbures proximale et distale puis pour la courbure principale, la réduction de l'inclinaison moyenne est respectivement de 4.5°, 4° et 6° en moyenne (avec des maxima de 11°, 5.5° et 9.5°). Cette étape entraîne une diminution moindre de la flexion-extension vertébrale dans les courbures cyphotiques (en moyenne de 2°, avec un maximum de 6°) ; la zone lordotique est peu affectée, et cette dernière remarque restera valable pour toutes les étapes de la chirurgie. De même, la variation de la rotation axiale à l'intérieur des trois courbures est faible (moyennes inférieures à 1°, ET 1°).

Concernant les paramètres cliniques, cette étape diminue l'angle de Cobb de la courbure principale en moyenne de 18° (ET 6.5°), soit 29% ; cela correspond à une diminution comprise, pour 95% des courbures principales, entre 14% et 44% (moyenne 29%). Pour les courbures proximale et distale, la diminution de l'angle de Cobb est moindre (respectivement en moyenne de 8° et de 10° , c'est-à-dire de 21% et 28%). En ce qui concerne le plan sagittal, la lordose et la cyphose diminuent aussi (respectivement en moyenne de 3° et de 7° , maxima de 8° et de 23°).

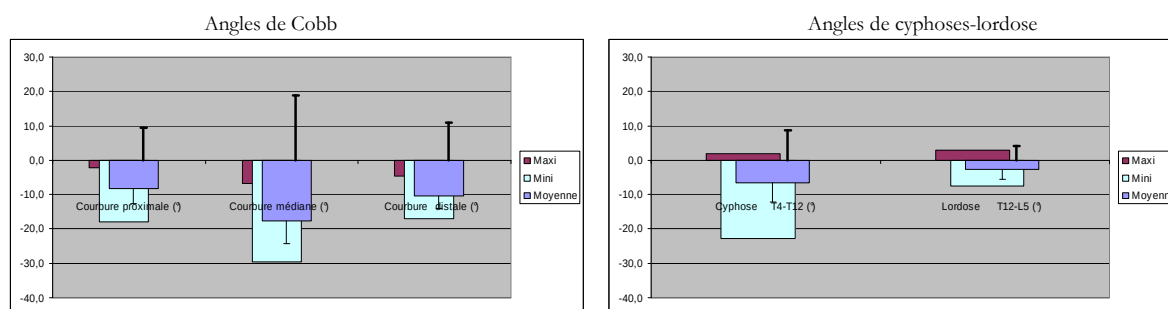


Figure 93 : Evolution de paramètres cliniques, entre les positions debout et couchée sous traction (chirurgie CD).

La mise en place de la première tige poursuit la translation médiale dans le plan frontal des vertèbres de la courbure principale (maximale à l'apex, en moyenne de 10mm), ainsi que la translation longitudinale (en moyenne de 5mm pour la vertèbre extrême supérieure). Cette manœuvre réalise un déplacement antéro-postérieur des vertèbres distales, maximal pour la vertèbre extrême inférieure (-15mm en moyenne, ET 7.5mm).

Dans le même ordre de grandeur que pour l'étape de mise en position et en traction, cette instrumentation du côté concave continue la réduction de l'inclinaison moyenne des vertèbres appartenant aux contre-courbures et à la courbure principale (respectivement en moyenne de 2° et 3° , pour des maxima de 3.5° et 5°). La rotation axiale s'aggrave sur les 3 courbures (respectivement de 1° , 1.5° et 2.5° , pour des maxima de 6° , 12° et 7°). Cette manœuvre poursuit enfin les modifications des orientations vertébrales sagittales observées lors de la première étape, avec en région cyphotique une diminution moyenne de 2° (maximum de 6.5°).

La manœuvre chirurgicale de rotation de la tige entraîne les vertèbres dans un mouvement sagittal complexe, avec une translation antéro-postérieure de la vertèbre apicale (moyenne de 6mm, maximum de 27mm) et une translation postéro-antérieure de la vertèbre instrumentée inférieure (moyenne de 4mm, maximum de 13mm). Les positions frontale et longitudinale dans la zone instrumentée sont globalement peu influencées (amplitudes moyennes inférieures à 2mm).

La simulation de la rotation de la première tige réduit peu l'inclinaison vertébrale dans la courbure principale (en moyenne de 1° , jusqu'à 3.5°). Cette manœuvre conduit surtout à l'augmentation de la flexion-extension dans les courbures sagittales, particulièrement dans la région cyphotique (en moyenne de 3.5° et jusqu'à 9.5°) ; de même la rotation axiale augmente majoritairement sur la courbure principale durant cette étape (en moyenne de 4° et jusqu'à 10°).

La mise en place de la seconde tige concentre son action sur la vertèbre apicale, dans un mouvement postéro-antérieur et médial (respectivement en moyenne de 6mm et de 8mm, et jusqu'à 10mm et 19mm). Cette manœuvre chirurgicale s'accompagne d'une translation importante de la vertèbre supérieure extrême (en moyenne de 6mm, et jusqu'à 15.5mm).

La seconde tige réduit par sa mise en place l'inclinaison vertébrale dans chaque courbure, en particulier pour la courbure principale (en moyenne de 5°, jusqu'à 10°). L'effet majeur de cette étape concerne la rotation axiale, qui diminue fortement sur la courbure principale (en moyenne de 7.5° et jusqu'à 14°). L'amplitude des orientations sagittales est faiblement réduite, surtout pour la région cyphotique (en moyenne de 2° et jusqu'à 4.5°).

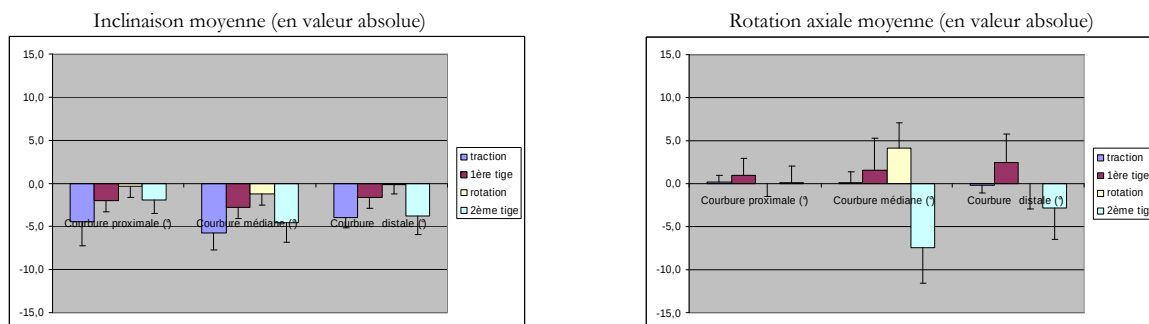


Figure 94 : Evolution de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CD.

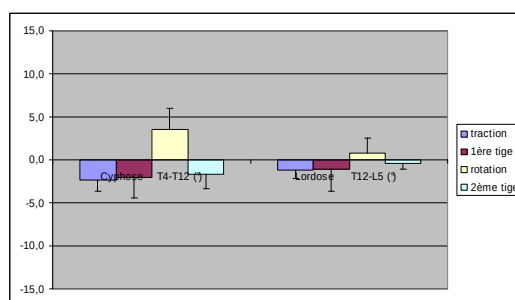


Figure 95 : Evolution de la flexion-extension moyenne (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CD.

- **Variation en position et en orientation vertébrales, entre les étapes majeures de la chirurgie CIS.**

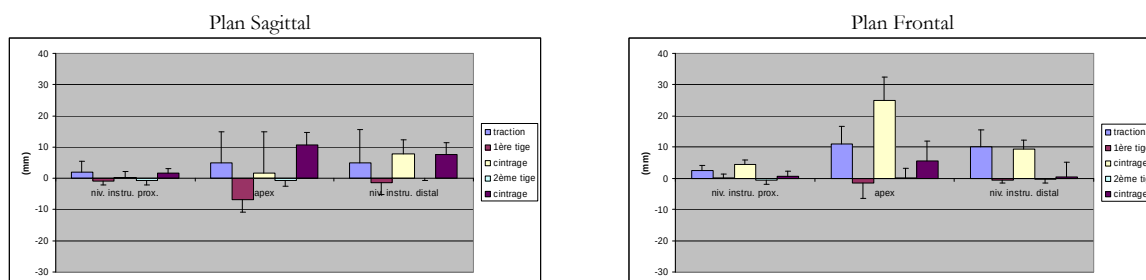


Figure 96 : Variation de positions des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CIS.

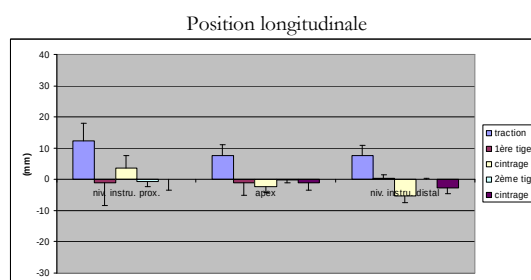


Figure 97 : Variation de position longitudinale des vertèbres extrêmes instrumentées et de l'apex, pour différentes étapes de la chirurgie CIS.

La mise en décubitus ventral du patient (sans traction) correspond à la phase provoquant, pour la simulation de chirurgie CIS, la plus importante translation longitudinale de T1, comprise à 95% entre 1mm et 23mm (en moyenne de 12mm). Egalement, cette étape permet une médialisation frontale des vertèbres, en particulier de l'apex (en moyenne de 10mm, ET 5.7mm).

Concernant les orientations moyennes (en valeur absolue), la mise en décubitus ventral entraîne une réduction importante de l'inclinaison des vertèbres des trois courbures (5° en moyenne sur la courbure principale, et 3.5° et 3° pour les courbures proximale et distale). Si la rotation axiale moyenne est peu affectée (variation inférieure en moyenne à 0.1°), cette étape se caractérise par une modification de l'amplitude des orientations vertébrales sagittales, avec une diminution allant respectivement jusqu'à 2.5° et 1.5° pour les courbures cyphotique et lordotique.

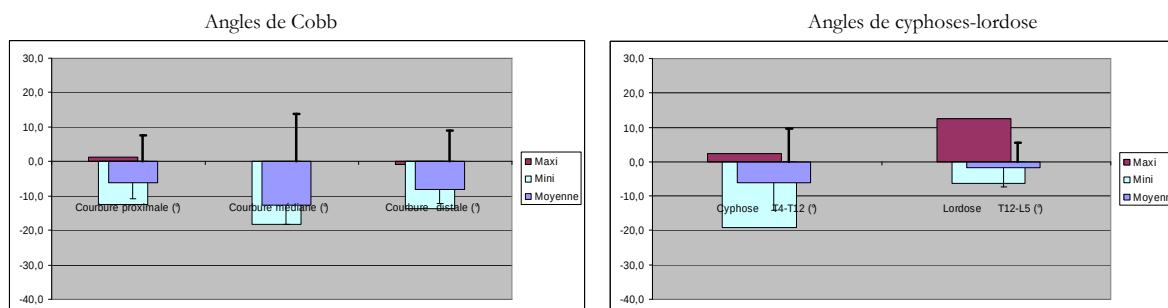


Figure 98 : Evolution de paramètres cliniques, entre les positions debout et couchée sans traction (chirurgie CIS).

Concernant les paramètres cliniques, cette étape induit une diminution de l'angle de Cobb, en particulier pour la courbure principale (jusqu'à 18°), et dans une moindre mesure pour les

courbures secondaires (jusqu'à 13° pour les 2 contre-courbures). Cela correspond, pour 95% des courbures principales, à une diminution comprise entre 3% et 40% (moyenne 22%). Pour les courbures proximale et distale, la réduction moyenne est de 16% et 23%. Dans le plan sagittal, la lordose et la cyphose diminuent, en moyenne de 2° (maximum de 6°) et de 6° (maximum de 19°) ; les résultats extrêmes en pourcentages (jusqu'à 170%) proviennent de paramètres cliniques pré-opératoires faibles (cyphose < 5°).

La mise en place de la première tige entraîne localement un déplacement antéro-postérieur de la vertèbre apicale (en moyenne de 6mm (ET 4mm), jusqu'à -14mm). Dans l'ensemble, cette étape modifie peu la position frontale des vertèbres, ainsi que l'orientation vertébrale pour toutes les courbures (inférieure en moyenne à 1°).

Le cintrage de la 1^{ère} tige correspond au temps opératoire responsable de la plus forte médialisation de l'apex et de la vertèbre extrême inférieure (une translation moyenne respectivement de 25mm et 9mm, pour des maxima de 40mm et 14mm). Egalement, cette étape induit un déplacement postéro-antérieur de la vertèbre extrême inférieure (en moyenne de 8mm, maximum de 19mm) ; notons que la vertèbre apicale a un mouvement variable (ET 13mm, entre -23mm et +24mm). Enfin, ce geste chirurgical induit en moyenne un déplacement longitudinal des vertèbres, centré autour de la vertèbre apicale (variations moyennes de la position longitudinale des vertèbres extrêmes supérieure et inférieure respectivement de +4mm et -5mm).

De l'ensemble des gestes chirurgicaux de la chirurgie CIS, la simulation du cintrage de cette première tige se traduit par les plus importantes modifications d'orientations vertébrales moyennes. La réduction de l'inclinaison moyenne touche les trois courbures (en moyenne de 6.5° pour la courbure principale et de 6.5° et 3° pour les courbures proximale et distale). Cependant, ce cintrage augmente la rotation axiale, principalement sur la courbure principale (de 8° en moyenne). Enfin, ce geste est le seul de la technique CIS à augmenter la flexion-extension (en moyenne de 3° et de 2° pour les régions cyphotique et lordotique).

La mise en place de la seconde tige ne modifie pas la position tridimensionnelle des vertèbres (amplitude moyenne inférieure à 1mm). Tout comme l'instrumentation du côté concave, la mise en place de la seconde tige induit des variations faibles pour les orientations vertébrales (inférieures en moyenne à 1°), excepté pour la rotation axiale dans la courbure principale, augmentée de 2.5° en moyenne.

Le cintrage de cette seconde tige agit surtout sur le plan sagittal, avec un déplacement postéro-antérieur de la vertèbre apicale et de la vertèbre extrême inférieure, respectivement en moyenne de 10mm et 7mm (jusqu'à 15mm dans les deux cas). De plus, cette dernière manœuvre s'accompagne d'une médialisation de la vertèbre apicale, en moyenne de 5mm (jusqu'à 16mm).

Le cintrage de cette seconde tige diminue fortement la rotation axiale moyenne pour les vertèbres de la courbure principale (6.5° en moyenne). Ce dernier geste influence peu les autres orientations frontales et sagittales (avec des variations inférieures en moyenne à 1.5°).

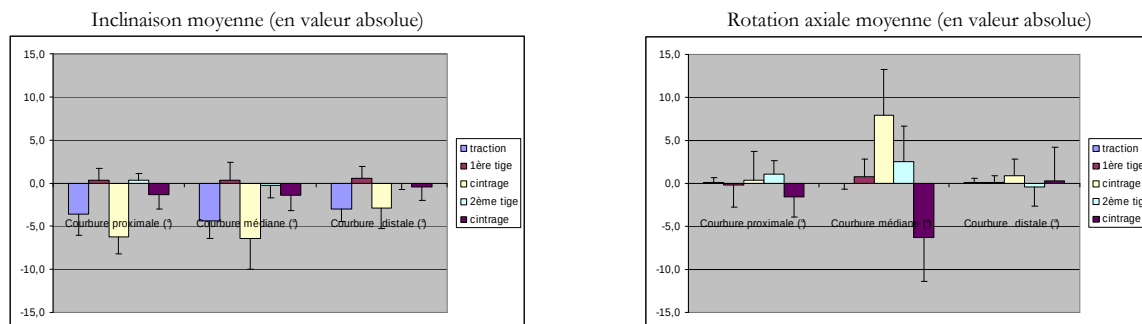


Figure 99 : Evolution de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CIS.

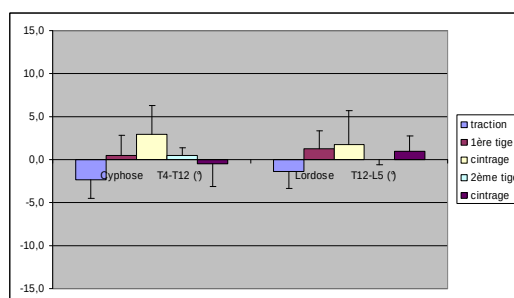


Figure 100 : Evolution de la flexion-extension moyenne (en valeur absolue), pour différentes étapes de la chirurgie CIS.

• Discussion

L'objectif de cette partie est de déterminer le rôle de chaque étape sur le processus global de correction de la chirurgie. Cette étude a aussi pour but de déterminer la pertinence d'une simulation de correction chirurgicale CD limitée à la rotation de la première tige, comme le propose la majorité des auteurs.

➤ Passage de la position debout à la position en décubitus ventral avec (ou sans) traction :

Pour la variation de configuration rachidienne de patients entre la position debout et la position en décubitus ventral sous traction, les auteurs ayant fait des mesures pré-opératoires notent une réduction de l'angle de Cobb en moyenne de 44% (pour une traction manuelle [Soucacos *et al.*, 1996]), et en moyenne de 39% à 46% en fonction du type de courbure scoliotique (pour une traction de 25kg [Edgar *et al.*, 1982]). Sans traction, la correction de l'angle de Cobb est inférieure (respectivement de 19% et 30% [Zetterberg *et al.*, 1983 ; Yazici *et al.*, 2001]). En per-opératoire, les mesures effectuées par Delorme *et al.*, 2000b indiquent une réduction moyenne sans traction de 37% (20°) pour les angles de Cobb principaux thoracique et lombaire, et une réduction de 58% (22°) de la cyphose. Pour la simulation de cette étape, nous relevons une correction moyenne de l'angle de Cobb inférieure à la littérature : de 13° (22%) pour la mise en décubitus ventral, et de 18° (29%) si la traction est présente. Cependant, l'âge de nos patients opérés sans traction (chirurgie CIS) s'avère élevé, et éloigné de l'adolescence (26 ans en moyenne) contrairement aux populations des études précédentes (14 ans en moyenne pour Zetterberg et pour Yazici). Ensuite, l'effort de traction appliqué (15kg en moyenne) est inférieur à ceux relevés dans la littérature. Enfin, les déformations des courbures principales de nos sujets sont

supérieures à la littérature (Cobb pré-opératoire moyen de 61° (ET 14°) pour les 20 patients de SVP, contre 54° pour Delorme et Yazici, 25° pour Zetterberg).

Dans le plan sagittal, si la faible variation de lordose que nous obtenons est en accord avec l'ensemble des auteurs [Tan *et al.*, 1994 ; Peterson *et al.*, 1995 ; Stephens *et al.*, 1996 ; Delorme *et al.*, 2000b], la cyphose s'atténue en moyenne moins que pour Delorme (-22°) : là encore, nos patients instrumentés par la technique CD présentent une cyphose pré-opératoire plus faible que la population de Delorme (23° (ET 11°), contre 38° (ET 20°)).

Concernant l'évolution de la rotation axiale, 95% des sujets soumis à une traction ont une variation de 2.5° sur l'ensemble de la courbure principale et de 4° à l'apex ; seul Yazici *et al.*, 2001 obtient une variation moyenne de 6° (24%) de la rotation axiale durant cette étape, par la technique de Perdriolle. De nombreuses études montrent que la traction rachidienne pure, réalisée par la technique de Harrington, a peu d'effet sur la rotation axiale [Schultz *et al.*, 1973 ; Benson *et al.*, 1977 ; Aaro *et al.*, 1982 ; Dowell *et al.*, 1990 ; Stokes *et al.*, 1993-1994].

➤ Mise en place de la première tige et manœuvre de rotation (chirurgie CD) :

Quatre auteurs [Labelle *et al.*, 1995b ; Ghanem *et al.*, 1997 ; Lecire 1999 ; Delorme *et al.*, 1999-2000b] donnent des indications sur l'évolution per-opératoire du rachis du fait de l'insertion de la première tige suivie de la manœuvre de correction (sa rotation ou bien une translation des vertèbres) : ces étapes diminuent les angles de Cobb thoracique (respectivement en moyenne de 12°, 19°, 20°) et lombaire (respectivement en moyenne de 8°, 17°, 9°), et modifie la cyphose (respectivement en moyenne de +8°, +9°, +9°) et la lordose (respectivement en moyenne de +14°, +9°, +7°). Labelle précise que la rotation apicale axiale n'est pas modifiée (variation inférieure en moyenne à 1°), conclusion contraire à celles de Ghanem et de Lecire pour lesquels la rotation axiale est augmentée durant la manœuvre de rotation de la 1^{ère} tige, en particulier à l'apex (entre 1° et 8°).

Rappelons que Delorme met en avant une limite importante concernant l'évolution de ces paramètres globaux que sont les angles de Cobb et les angles de cyphoses-lordoses en per-opératoire. En effet, l'analyse per-opératoire permet le suivi du mouvement des vertèbres avivées, qui peuvent ne pas correspondre avec les vertèbres stratégiques impliquées dans le calcul de ces paramètres globaux. Aussi les mesures per-opératoires réalisées au Laboratoire donnent-elles également accès à la variation de position des vertèbres stratégiques instrumentées.

Dans notre cas, les simulations montrent une concordance forte avec la littérature entre la mise en décubitus et la fin de la rotation : pour la courbure principale, une réduction importante de l'inclinaison des vertèbres (en moyenne de 4°), une augmentation de la rotation axiale (en moyenne de 6°) et une augmentation de la flexion-extension vertébrales (2° en moyenne). Il est toutefois intéressant de décomposer l'influence de chaque manœuvre chirurgicale, afin de mettre en avant plusieurs points :

- La mise en place de la première tige réalise une réduction plus importante de l'inclinaison des vertèbres que ne le fait la rotation de cette première tige (-17% contre -9% dans la courbure principale). En effet, la tige est moins courbe que ne l'est le rachis lors de son introduction, d'où une réduction nécessaire de la courbure. D'ailleurs, les translations des vertèbres dans le plan frontal sont plus importantes lors de cette première phase. Ensuite, la réduction frontale de la courbure par la rotation de la tige passe uniquement par la réduction de l'inclinaison vertébrale du fait de la diminution progressive du rayon de

courbure de la tige durant la manœuvre. L'augmentation de la rotation axiale parasite la translation frontale de l'apex et explique la forte médialisation pourtant observée en per-opératoire [Ghanem *et al.*, 1997 ; Lecire 1999], du fait de marqueurs opto-électroniques placés sur les processus épineux postérieurs. L'épineuse est en effet plus médialisée que ne l'est le centre du corps vertébral.

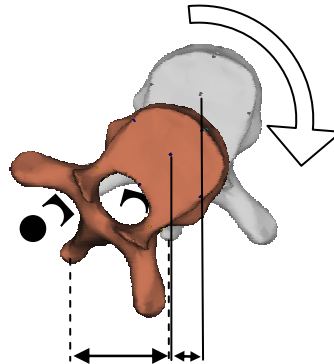


Figure 101 : Variation de position d'une vertèbre thoracique dans le plan transverse, lors d'une translation postérieure médiale (durant la mise en place et/ou la rotation de la 1^{ère} tige).

- La mise en place et la rotation de la première tige augmentent la rotation vertébrale axiale sur l'ensemble de la courbure (respectivement de 14% et 33%), tout comme d'autres auteurs l'observent [Wood *et al.*, 1991 ; Ghanem *et al.*, 1997 ; Lecire 1999].
- La mise en place de la première tige diminue la flexion-extension sur T4-T12 (-19%), accentuant l'effet de dos plat. Nous notons un déplacement antéro-postérieur, plus particulièrement pour les vertèbres distales, totalement en accord avec les remarques de Ghanem et de Lecire : la tige est relativement droite dans le plan sagittal, et la rigidité de la cage thoracique ainsi que la présence de la table nécessite une distraction des vertèbres, d'autant plus facile en région lombaire. Ensuite, la rotation de la tige augmente la cyphose du patient en augmentant la flexion-extension vertébrale (63%) : cette remarque est en accord avec la forme de la tige concave initialement droite dans le plan sagittal, et avec la logique de la manœuvre de rotation qui pense restaurer la cyphose en ramenant la courbure pré-opératoire frontale dans le plan sagittal.

Nous remarquons, comme Ghanem et Lecire, que la manœuvre de rotation induit des modifications vertébrales centrées autour de la vertèbre apicale, « pivot » de la manœuvre de correction.

➤ Mise en place de la première tige et cintrage (chirurgie CIS) :

Nous n'avons relevé aucune étude per-opératoire pour valider nos résultats. Nous pouvons cependant faire certaines remarques quant à la cinématique induite par ces deux gestes. Tout d'abord, la mise en place de la première tige n'a quasiment aucun effet sur l'organisation du rachis : en effet, celle-ci est introduite progressivement afin de se conformer à la forme du rachis d'après l'expérience clinique ; l'apex est malgré tout translaté postérieurement, du fait de l'insertion des crochets sur la tige. Le cintrage de cette première tige permet de médialiser les vertèbres de la courbure principale ; comme la mise en place de la première tige dans la chirurgie CD, ce mouvement s'accompagne bien sûr d'une diminution des inclinaisons vertébrales, ainsi que d'une augmentation de la rotation axiale. Dans le plan sagittal, le cintrage accroît la cyphose et la lordose, tout comme la manœuvre de rotation de la tige dans la chirurgie CD. Le cintrage de

la première tige dans la chirurgie CIS combine la biomécanique de correction des premières manœuvres de correction de la chirurgie CD, à savoir la mise en place de la première tige et sa rotation.

➤ Mise en place de la seconde tige (chirurgie CD) :

Concernant l'évolution entre la fin de la manœuvre de correction par la 1^{ère} tige et le post-opératoire (1 mois en moyenne), Delorme relève une augmentation de la cyphose (68%, 17°), pour une diminution relative de la lordose (14%, 5°) : pour l'auteur, cette modification des paramètres globaux traduirait l'adaptation des zones non instrumentées en réponse à la gravité.

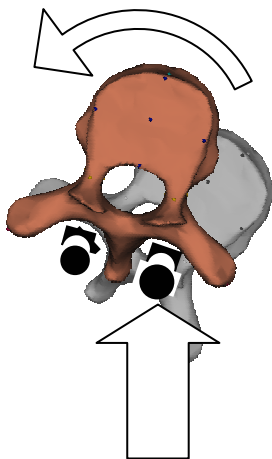


Figure 102 : Variation de position d'une vertèbre dans le plan transverse, lors de la mise en place de la 2^{ème} tige.

Pour Lecire, la mise en place de la seconde tige corrige la rotation axiale apicale durant un mouvement apical postéro-antérieur. La simulation de cette étape montre effectivement que l'effet de bras de levier créé par l'introduction de la tige convexe permet une translation postéro-antérieure importante de l'apex (5mm en moyenne), et une dérotation importante des vertèbres dans les courbures apicales et distales. De plus, cette dérotation explique la médialisation de la vertèbre apicale (8mm en moyenne). En ce qui concerne la lordose, nous ne notons aucune évolution majeure au regard de la faible variation en flexion-extension des vertèbres comprises entre T12 et L5 durant l'ensemble de la chirurgie.

➤ Mise en place de la seconde tige et cintrage (chirurgie CIS) :

Nous n'avons pas de moyen de valider la biomécanique per-opératoire de ces manœuvres. Nous faisons toutefois certaines remarques. D'abord, la mise en place de la seconde tige n'a pas d'effet important sur la configuration rachidienne : le principe est le même que pour l'introduction de la première tige à la forme du rachis. En ce qui concerne le rôle du cintrage de la seconde tige, celle-ci permet avant tout de corriger le profil par une translation postéro-antérieure, sans variation importante de la flexion-extension. Cette action se fait en poussant l'apex, ce qui se traduit par une forte dérotation de la courbure principale : l'ordre de grandeur de cette dérotation rattrape en partie l'augmentation de rotation axiale observée au cintrage de la première tige. Enfin, ce cintrage termine la médialisation frontale de l'apex, déjà amorcée par la dérotation apicale. L'effet biomécanique du cintrage de la seconde tige est identique à celui de la mise en place de la seconde tige dans la chirurgie CD.

Notre étude montre la complémentarité des différents gestes per-opératoires dans la correction de la scoliose, et ceci pour les deux techniques. Si la capacité de correction post-opératoire s'avère identique pour les chirurgies CD et CIS, le mouvement per-opératoire des vertèbres est différent : les philosophies de correction sont différentes. Aussi, dans le cadre d'une étude biomécanique par la simulation d'une chirurgie segmentaire de correction de la scoliose, aucune étape ne peut être ignorée, contrairement à ce que l'ensemble des études numériques antérieures a envisagé (excepté Lafage et Dumas).

3.3.6 Analyse biomécanique : les manœuvres alternatives de correction

Nous analysons dans ce chapitre les effets de manœuvres alternatives sur le devenir post-opératoire de la configuration rachidienne.

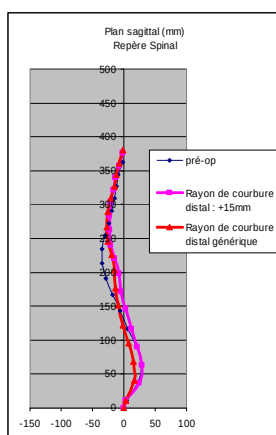
- **Discectomie (chirurgie CIS).**

La discectomie consiste à réséquer une partie des disques en zone apicale, afin d'aider le chirurgien à réaliser sa correction per-opératoire. Le geste chirurgical de discectomie a concerné 7 patients en chirurgie réelle. Du fait d'un assouplissement des disques apicaux, nous notons une variation moyenne minime des positions vertébrales (inférieure en moyenne de 1mm suivant les 3 axes). Les variations maximales sont de 3mm dans le plan sagittal, de 5mm dans le plan frontal.

La discectomie ne modifie pas plus l'inclinaison et la flexion-extension moyennes des vertèbres des différentes courbures (avec des variations maximales inférieures à 1°). Grâce à la discectomie, la rotation axiale moyenne dans la courbure principale diminue de 3° à 4° pour trois patients, et de 4° dans la contre-courbure distale pour un quatrième sujet.

La simulation de ce geste donne de faibles variations, tant en orientation qu'en position vertébrale 3D, par rapport à une chirurgie sans discectomie. Seule la rotation axiale moyenne semble affectée : le geste permet de corriger plus efficacement la torsion dans la courbure principale pour 4 patients sur 7. Notons que notre simulation de chirurgie est pilotée majoritairement par des déplacements imposés ; aussi, le fait que ce geste facilite la correction du rachis apparaîtrait plus dans l'analyse des efforts internes à l'instrumentation, que dans la variation des corrections. Une telle analyse fera partie des perspectives à notre travail.

- **Rayon de courbure distal (dans le plan sagittal) des tiges en pré-cintrage (chirurgie CIS).**



Le rayon de courbure distal en pré-cintrage influence surtout les vertèbres distales. Ainsi, une diminution de 5mm du rayon de courbure (patient YLJ_29) entraîne-t-elle un déplacement antéro-postérieur (jusqu'à 10mm), sans modifier la position vertébrale dans le plan frontal (variation inférieure à 2mm). Au contraire, une augmentation du rayon de courbure de 5mm (patients YLJ_21 et YLJ_25) engendre un déplacement postéro-antérieur des vertèbres (respectivement pour les 2 patients jusqu'à 5mm et 10mm), ainsi qu'une médialisation frontale des vertèbres (respectivement jusqu'à 5mm et 10mm). Pour une augmentation de 15mm du rayon de courbure (patient YLJ_27), les vertèbres distales se déplacent jusqu'à 15mm en postéro-antérieur ; pour ce patient, l'influence du rayon de courbure sagittal sur la position vertébrale frontale reste mineure.

Figure 103 : Positions vertébrales post-opératoires, en fonction du rayon de courbure distal (YLJ_27).

Concernant les orientations vertébrales, l'inclinaison moyenne dans les trois courbures s'avère peu influencée par ce paramètre (variations inférieures à 2°). Si la variation de la flexion-extension vertébrale reste inférieure à 2° pour trois patients, le patient YLJ_27 présente une diminution de 5° de ce paramètre dans la courbure lordotique. De même, si la rotation axiale moyenne évolue peu pour deux patients (variations inférieures à 2°), la configuration rachidienne post-opératoire des patients YLJ_21 et YLJ_27 présente une diminution de cette orientation dans la courbure principale (respectivement de 4° et 5°) du fait de l'augmentation du rayon de courbure pré-cintrage.

Pour la chirurgie CIS, l'accroissement du rayon de courbure initial des tiges va de pair avec un déplacement postéro-antérieur croissant. Au contraire, une diminution de ce rayon de courbure avant tout cintrage induit une translation antéro-postérieure. En effet, nous avons vu que la correction des déformations se fait essentiellement durant les manœuvres de cintrage pour la chirurgie CIS. Or l'importance du cintrage dépend des formes initiale (avant cintrage) et finale (après cintrage) des tiges. Ainsi, un cintrage sagittal plus important s'accompagne d'une diminution de la rotation axiale dans la courbure principale, conformément à la logique de cette technique chirurgicale : suivant l'expérience du clinicien, le cintrage sagittal corrige la courbure, accentue la lordose, et corrige éventuellement la rotation axiale.

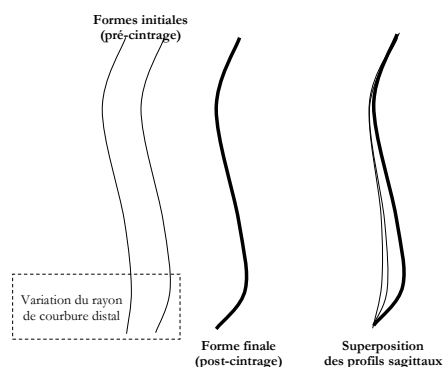


Figure 104 : Influence du rayon de courbure distal (en pré-cintrage) sur la capacité de cintrage sagittal, pour un profil post-cintrage donné.

- **Mise en charge de la pince supérieure (chirurgie CD).**

La mise en charge de la pince dès l'insertion de la première tige rigidifie la liaison que réalise cette pince avec la vertèbre supérieure. Cette mise en charge immédiate a pour conséquence majeure une médialisation des vertèbres (respectivement de 3mm et 10mm pour les deux patients). Le patient YLJ_15, pour lequel l'effet de ce paramètre sur la position frontale des vertèbres est important, voit également l'inclinaison et la rotation axiale moyenne augmenter fortement dans les 3 courbures frontales (respectivement de 5° et 3° en moyenne sur la courbe principale). L'orientation en flexion-extension des vertèbres et leur position sagittale se montrent globalement peu altérées.

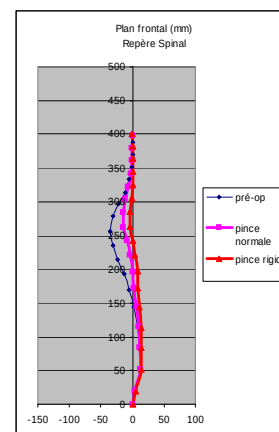


Figure 105 : Positions vertébrales dans le plan frontal pour différentes pinces, (patient YLJ_15).

Nous avons vu que la construction d'une pince sur deux niveaux adjacents s'avère plus robuste à l'arrachement qu'une pince simple [Roach *et al.*, 1990], la pince lamino-transverse étant elle-même plus robuste que la pince pédiculo-transverse [Butler *et al.*, 1994]. Cette dernière configuration a été utilisée pour les deux patients pour lesquels nous notons une mise en charge de cette pince dès l'insertion de l'instrumentation ; cette mise en charge assure au chirurgien une prise efficace de la pince, en rigidifiant la liaison ancrage-vertèbre. Comme nous le verrons par la suite, les résultats sont alors comparables aux effets d'une instrumentation plus rigide avec des vis monobloc sans jeux non-fonctionnel : la médialisation et la diminution de l'inclinaison vertébrale sont favorisées, tandis que le plan sagittal est peu altéré (différences faibles en position antéro-postérieure et en flexion-extension). Kuklo *et al.*, 2005 montrait de même que la correction était améliorée par la suppression des mobilités entre l'ancrage et la vertèbre.

- **Maintien du crochet apical durant la mise en place de la seconde tige (chirurgie CD).**

Le maintien du crochet apical dans l'axe postéro-antérieur (durant la mise en place de la seconde tige) améliore avant tout la translation médiane de la vertèbre apicale (en moyenne de 7mm, jusqu'à 15mm), ce qui s'accompagne à ce niveau vertébral d'une translation postéro-antérieure (en moyenne de 3mm, jusqu'à 9mm) ainsi que d'une légère translation longitudinale de T1 (en moyenne de 3mm, jusqu'à 6mm).

Le guidage du crochet apical facilite la réduction de la rotation axiale moyenne dans la courbure principale (en moyenne de 6°, avec un maximum à 18°), ainsi que la réduction de l'inclinaison moyenne dans les 3 courbures (de 3° en moyenne dans la courbure principale, pour un maximum à 5°). L'orientation sagittale en flexion-extension n'est presque pas modifiée (moyenne inférieure à 1.5° pour un maximum de 2.5° en région cyphotique).

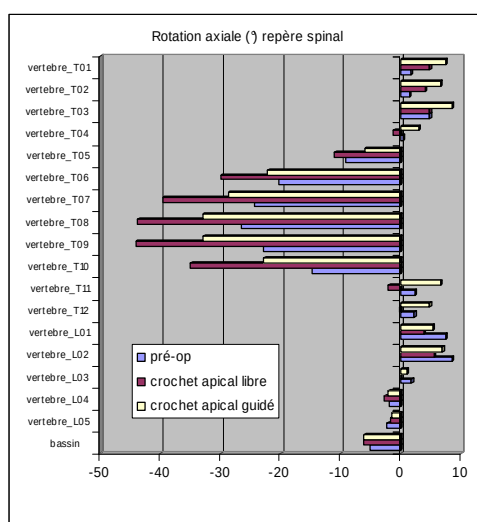


Figure 106 : Rotations vertébrales axiales pour différentes manœuvres, patient YLJ_8.

Le maintien du crochet apical dans l'axe postéro-antérieur durant la mise en place de la seconde tige sert au chirurgien à contrôler l'action du bras de levier que réalise la seconde tige sur la vertèbre apicale : l'effet du geste est renforcé par ce guidage, avec une translation antéro-postérieure accrue et donc une meilleure dérotation axiale de la vertèbre apicale et des vertèbres

adjacentes. L'effet est tridimensionnel au sein de la courbure principale, car cette dérotation globale s'accompagne d'une médialisation des vertèbres impliquées et d'une diminution légère de la cyphose. Nous voyons grâce à cette simulation le rôle complexe de la seconde tige dans la chirurgie CD, qui complète la correction chirurgicale tout en renforçant la stabilité de l'ensemble en torsion [Dick *et al.*, 1997].

- **Horizontalisation des vertèbres extrêmes (chirurgie CIS).**

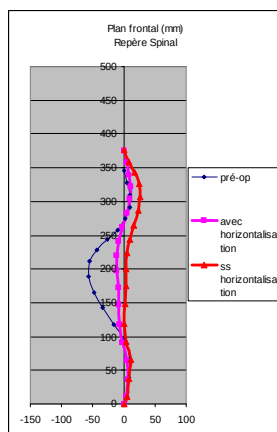


Figure 107 : Positions vertébrales dans le plan frontal, en fonction de l'horizontalisation des vertèbres extrêmes, (patient YLJ_27).

Ainsi, le patient YLJ_27 présente une diminution de 6° de l'inclinaison vertébrale de la contre-courbure proximale, tandis que la rotation axiale moyenne augmente de 4° dans la courbure principale. Le patient YLJ_28 présente une diminution de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes dans la contre-courbure distale (respectivement de 6° et 4°).

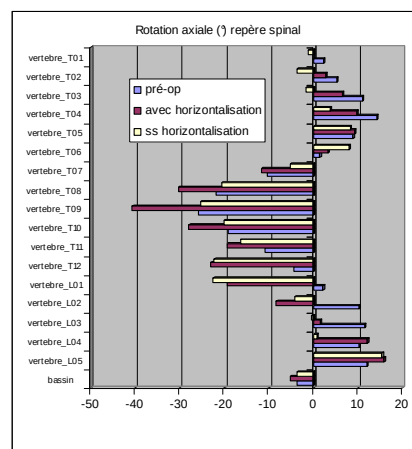


Figure 108 : Rotations axiales en fonction de l'horizontalisation des vertèbres extrêmes, patient YLJ_27.

Evidemment, ce geste d'horizontalisation facilite la médialisation frontale des vertèbres, sans influencer le profil sagittal du sujet. Nos résultats montrent cependant que dans deux cas, le geste engendre une compensation des modifications en inclinaison ainsi créées, par une augmentation de la rotation axiale lorsque l'inclinaison des vertèbres diminue, et inversement : cette observation est en accord avec notre étude biomécanique du comportement du rachis lors des manœuvres créant une forte médialisation (comme la mise en place de la première tige ou le cintrage). Dans un seul cas, l'horizontalisation diminue drastiquement à la fois l'inclinaison et la rotation axiale dans la contre-courbure distale.

L'horizontalisation permet l'harmonisation du profil et le ré-alignement de l'inclinaison frontale dans la contre-courbure proximale (et donc des épaules), tout en diminuant le risque de complications post-opératoires [Satake *et al.*, 2005]. Cependant, si ce geste facilite la correction, différents auteurs ont montré qu'une hyper-correction distale augmentait le risque de déséquilibre frontal post-opératoire [Thompson *et al.*, 1990 ; Bridwell *et al.*, 1991 ; Richards *et al.*, 1992].

- **Mise en charge des crochets avec traction-compression.**

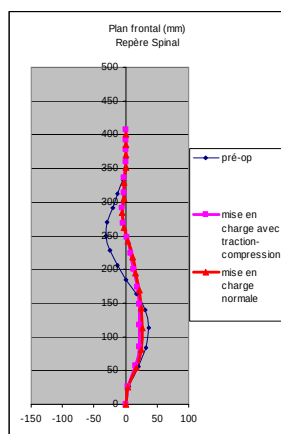


Figure 109 : Positions vertébrales en fonction de la mise en charge, patient YLJ_16.

De manière globale pour la technique CD, la mise en charge avec traction-compression conduit à une diminution légère de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes dans les courbures frontales (maxima inférieurs à 2°), sans altérer l'orientation vertébrale sagittale (maxima inférieurs à 1°).

Dans le cas de la chirurgie CIS, les remarques faites ci-dessus sont valables pour l'un des deux patients. L'autre (patient YLJ_25) voit une diminution importante de l'inclinaison et de la rotation axiale moyennes (respectivement de 4° et de 10°) dans la courbure principale lors de la mise en traction-compression, ainsi qu'une réduction de l'orientation vertébrale sagittale, en particulier dans sa lordose (7° en moyenne).

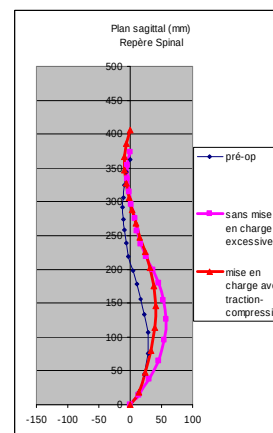


Figure 110 : Positions vertébrales en fonction de la mise en charge, patient YLJ_25.

L'amplitude de l'effort appliqué pour simuler une mise en charge avec traction-compression s'élève à 300N. Cette valeur est en accord avec les remarques suivantes :

- La force limite de glissement de crochets (« fermés », c'est-à-dire bloqués par une vis de pression) sur une tige (à la surface piquée) est supérieure à 2100N [Cotrel 1986],
- L'effort tangentiel sur un ancrage doit être supérieur à 1000N pour dégager l'implant de la vertèbre [Freedman *et al.*, 1986],

- L'effort en distraction dans le cas de la technique Harrington est en moyenne de 220N pour les adolescents et de 550N pour des adultes [Dunn *et al.*, 1982].

Une mise en charge des crochets avec traction-compression induit des effets comparables à ceux décrits dans la littérature pour la technique de correction par distraction Harrington [Schultz *et al.*, 1973 ; Benson *et al.*, 1977 ; Aaro *et al.*, 1982 ; Dowell *et al.*, 1990 ; Stokes *et al.*, 1993-1994] : outre l'allongement du rachis, cette distraction permet une médialisation frontale et une réduction des inclinaisons vertébrales, en particulier dans la partie distale du fait de la concentration des ancrages placés en distraction. L'influence du geste est limitée sur les courbures sagittales et la rotation axiale des courbures frontales.

Pour un patient YLJ_25, les modifications engendrées sur la configuration rachidienne vont dans le même sens que ci-dessus, mais les effets sont accrus ; en particulier, l'ensemble des courbures est diminué dans les deux plans de l'espace. En effet, la simulation d'une telle mise en charge se fonde sur l'application d'efforts sur tous les ancrages, et ce patient comporte 8 niveaux instrumentés (par des vis, des pinces ou des crochets pédiculaires, donc tous en traction), contre 5 ou 6 niveaux instrumentés pour les autres patients (dont un ou deux crochets lamaire(s) fonctionnant en compression).

L'effet biomécanique de certains paramètres opératoires clefs a enfin été évalué grâce à l'outil de simulation de chirurgie : la mobilité du fait des jeux non-fonctionnels dans le cas de vis monobloc, et la dérotation apicale (par un ancillaire spécifique). Le rôle du glissement de certains crochets, phénomène non désiré par le chirurgien, a également été quantifié. Les paragraphes qui suivent montrent la capacité de l'outil de simulation à comprendre les incidences d'alternatives chirurgicales.

- **Instrumentation par vis : effets des jeux non-fonctionnels, entre la tête de vis monobloc et la tige.**

Quatre patients opérés par la technique CD sont instrumentés à l'aide de vis pédiculaires pour les vertèbres distales. L'emploi de vis monobloc, sans jeux non-fonctionnels, modifie drastiquement l'effet de la correction chirurgicale. L'absence de ces jeux favorise la médialisation des vertèbres distales instrumentées et de la zone inférieure à l'instrumentation : pour l'apex de la courbure secondaire distale, la différence moyenne en position frontale est de 12.5mm avec un maximum à 17mm. Ces jeux non-fonctionnels ont un rôle moindre dans le plan sagittal (variation moyenne de 2mm, toujours inférieure à 5mm).

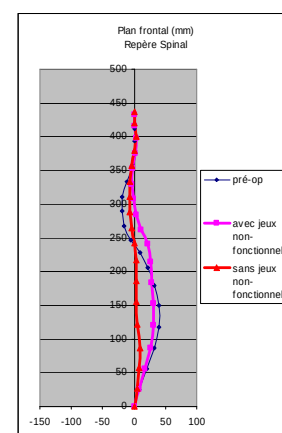


Figure 111 : Positions vertébrales pour différentes instrumentations, patient YLJ_7.

Egalement, ces jeux non-fonctionnels entraînent une augmentation de l'inclinaison vertébrale dans la contre-courbure distale (de 2.5° en moyenne, pour un maximum à 4°), une diminution de la rotation axiale dans la courbure principale et dans la contre-courbure distale (en moyenne de 4° et 1° , avec un maximum à 9° et 5°). La flexion-extension vertébrale change peu (variation moyenne inférieure à 1°).

Comme pour la technique CD, l'effet de la chirurgie CIS est influencé par la présence des jeux non-fonctionnels au niveau de la liaison cinématique entre la tige et la tête de vis. Sans ces jeux, nous notons dans le plan frontal une médialisation des vertèbres, jusqu'à une amplitude moyenne de 7mm pour la vertèbre instrumentée distale.

Pour cette technique CIS, les modifications de comportement touchent aussi le plan sagittal, les vertèbres subissant un déplacement postéro-anérieur, là-aussi d'autant plus important que nous considérons les vertèbres instrumentées distales, (moyenne de 4mm pour l'apex et la vertèbre instrumentée distale, jusqu'à 14mm et 13mm). L'absence des jeux non-fonctionnels s'accompagne enfin d'une réduction de la hauteur post-opératoire du sujet, en moyenne de 6mm et jusqu'à 14mm.

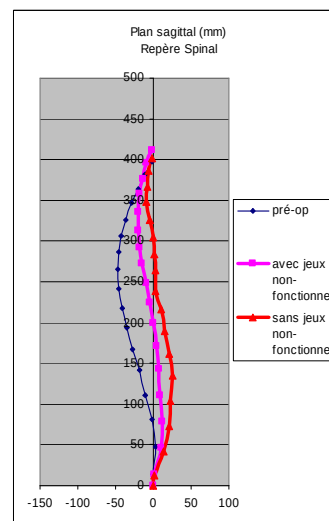


Figure 112 : Positions vertébrales pour différentes instrumentations, patient YLJ_30.

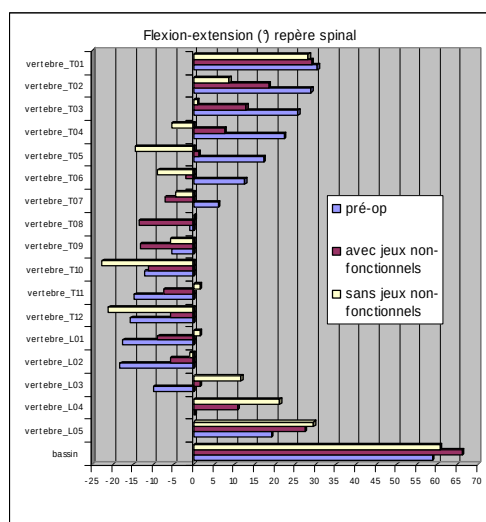


Figure 113 : Orientations vertébrales pour différentes instrumentations, patient YLJ_30.

Dans le cadre de cette technique chirurgicale CIS, les jeux non-fonctionnels entre la vis monobloc et la tige modifient faiblement les orientations vertébrales (variation inférieure à 1° en moyenne), excepté pour la flexion-extension en région lordotique et pour la rotation axiale dans la courbure principale. En effet, l'absence de ces jeux non-fonctionnels entraîne une augmentation de ces orientations de 3° en moyenne, avec des maxima respectifs de 8° et 21° . Du point de vue qualitatif, l'orientation en flexion-extension semble alors moins harmonieuse, en particulier dans la zone distale.

Pour la chirurgie CIS, l'ensemble des patients sont instrumentés dans la partie distale par des vis monobloc. Sans les jeux non-fonctionnels inhérents au montage, les calculs n'ont pas convergé pour un patient, lors du cintrage de la première tige avec des vis monobloc sans jeux non-fonctionnels. Dans les 9 autres cas, l'algorithme de cintrage donne des profils de tiges dont les différences en distance 2D avec les tiges post-opératoires réelles sont en moyenne de l'ordre du millimètre ($1\text{mm} \pm 0.4\text{mm}$), avec des maxima inférieurs à 4mm.

Les ancrages constituent l'interface par laquelle transiteront les effets des multiples manœuvres chirurgicales. Différentes études *in vitro* ont été réalisées. Malgré des résultats quantitativement différents entre les auteurs, en particulier du fait de la qualité osseuse des spécimens employés [Coe *et al.*, 1990 ; Ruland *et al.*, 1991 ; Butler *et al.*, 1994 ; Halvorson *et al.*, 1994 ; Hackenberg *et al.*, 2002] ainsi que du type d'instrumentations évaluées (diamètres des vis... [Coe *et al.*, 1990 ; Skinner *et al.*, 1990 ; Ruland *et al.*, 1991 ; Lijenhqvist *et al.*, 2001]), tous les auteurs s'accordent pour dire que les vis pédiculaires réalisent l'ancrage le plus rigide, suivi de montages en pince, des crochets et enfin des câbles [Hitchon *et al.*, 2003 ; Lijenhqvist *et al.*, 2001 ; Butler *et al.*, 1994]. La résistance des vis à l'arrachement garantit une bonne tenue, en particulier dans la région lombaire [Hackenberg *et al.*, 2003]. Et les études cliniques montrent une meilleure correction frontale par une combinaison [crochets - vis lombaires] qu'une instrumentation basée sur des crochets seuls : la réduction est significativement améliorée pour l'angle de Cobb (surtout dans la contre-courbure distale), pour la rotation axiale et l'inclinaison de la vertèbre distale [Hamill *et al.*, 1996 ; Barr *et al.*, 1997 ; Wimmer *et al.*, 2001 ; Lijenhqvist *et al.*, 2002]. Pour tous ces auteurs, l'utilisation de vis n'influence pas la correction sagittale.

Si l'intégration d'une liaison rotule au niveau de la tête de la vis facilite l'insertion de la gorge de l'ancrage sur la tige, la présence de telles mobilités modifie *a priori* la cinématique des manœuvres de correction. L'étude de l'effet biomécanique de vis monobloc avec puis sans jeux non-fonctionnels (au niveau de la liaison cinématique de pivot-glissant entre la tête des implants et la tige) peut être mis en parallèle avec l'emploi de vis avec puis sans mobilité au niveau de leur tête (vis poly-axiales ou monobloc).

Pour les patients instrumentés par des vis et traités par la technique CD, la suppression des jeux non-fonctionnels permet de mettre en avant une meilleure médialisation, en particulier des vertèbres distales. Egalement, nous observons conformément à la littérature une amélioration de l'inclinaison des vertèbres extrêmes, tandis que la flexion-extension des vertèbres n'est pas modifiée. Par contre, la rotation axiale dans les courbures semble augmenter en l'absence de jeux non-fonctionnels, résultat probable des contraintes importantes exercées par une instrumentation trop rigide : diminuer cette rotation axiale serait envisageable, par des gestes per-opératoires complémentaire.

La suppression de ces jeux non-fonctionnels lors de la chirurgie CIS augmente la rigidité du montage. Si l'algorithme de cintrage atteint la forme post-opératoire des tiges avec la même précision, le calcul semble plus difficile : dans ce cas uniquement nous notons des difficultés de convergence. Pour le rôle des jeux non-fonctionnels dans la chirurgie CIS, leur absence accroît la correction, de la même manière que pour la technique CD : des contraintes excessives sur la position frontale des vertèbres peuvent être toutefois reprises par ces jeux non-fonctionnels entre les ancrages et la tige. De plus, le plan sagittal est plus influencé, car la technique CIS repose sur un nombre plus important de niveaux instrumentés que la technique CD : la vertèbre suit le mouvement de la tige si l'interface est rigide, en particulier dans le plan sagittal lors du cintrage de la 2^{ème} tige. D'où des orientations en flexion-extension présentant de possibles discontinuités aux niveaux distaux (car instrumentés par des vis), sources de futures complications post-opératoires [Lowe *et al.*, 2006 ; Richards *et al.*, 1989 ; Obeid 2005].

- **Dérotation vertébrale apicale (chirurgie CIS).**

Dans le cas de la technique CIS, le chirurgien a la possibilité d'effectuer une manœuvre per-opératoire consistant à forcer la dérotation apicale : grâce aux blocs de dérotation, le chirurgien force la dérotation des vertèbres apicales. Pour l'ensemble des 10 patients opérés par chirurgie CIS, nous avons donc simulé l'effet de cette manœuvre à l'issue de la chirurgie effective. Ce geste se traduit par une médialisation frontale autour de la vertèbre apicale (en moyenne de 6mm, et jusqu'à 9mm) et un déplacement postéro-anterieur de 2mm en moyenne pour cette vertèbre (jusqu'à 9mm).

Pour l'ensemble des courbures, l'inclinaison et la flexion-extension varient peu (variation moyenne inférieure à 1°, avec des maxima de 4°). La rotation axiale dans la courbure principale est fortement diminuée, en moyenne de 4° et jusqu'à 8° ; de même, la rotation axiale de l'apex, vertèbre sur laquelle l'ancillaire agit, diminue en moyenne de 8° (maximum de 14°).

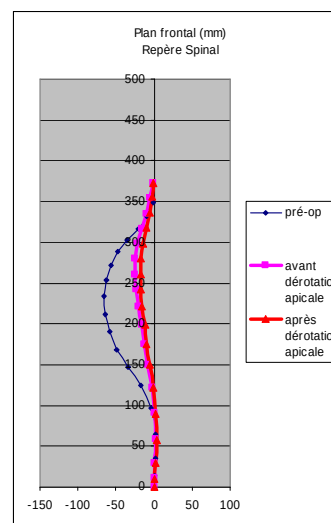


Figure 114 : Positions vertébrales après dérotation, patient YLJ_30.

Pour l'ensemble des 10 sujets, la manœuvre de dérotation apicale se traduit par une action tridimensionnelle : si elle permet de diminuer évidemment la rotation axiale de la vertèbre visée ainsi que des vertèbres adjacentes, cette variation d'orientation se traduit par une modification de la position du centre de la vertèbre dans le plan transverse. Comme nous l'avons vu pour la dérotation engendrée par la mise en place de la seconde tige (chirurgie CD) et par le cintrage de la seconde tige (chirurgie CIS), il y a médialisation frontale et déplacement postéro-anterieur de la vertèbre (cf. figure suivante).

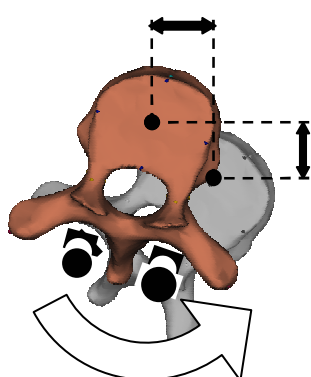


Figure 115 : Variation de position transverse lors de la manœuvre per-opératoire de dérotation apicale.

L'efficacité de cette manœuvre de dérotation locale est d'autant plus importante que la liaison ancrage-vertèbre est parfaite. La réalisation de ce geste à l'issue de la chirurgie permettrait de compléter la capacité de la technique chirurgicale à diminuer la rotation axiale apicale : nous l'avons vu, les simulations des 2 techniques chirurgicales montrent que leur capacité à corriger cette rotation rattrape avant tout l'augmentation (de rotation axiale) constatée lors de la correction par la première tige. Enfin, il faut garder à l'esprit que ce geste complémentaire entraîne une modification de l'équilibre global rachidien.

- Instrumentation par crochets : effets du glissement.

L'analyse des radiographies post-opératoires avait montré une modification de la position des crochets : ce glissement intervenait pour six patients dans la simulation effective de chirurgie CD. Dans tous les cas, ces positions alternatives modifient peu la position longitudinale de T1 (diminution de 1mm en moyenne, jusqu'à 2.5mm). Le patient YLJ_10 illustre l'effet du glissement des crochets sur la configuration rachidienne (cf. figure suivante). Ainsi, pour ce patient, le glissement frontal du crochet apical diminue la flexion-extension dans la cyphose (-1°), avec un déplacement postéro-antérieur de 6mm au sommet de cette courbure. L'inclinaison moyenne dans la courbure principale augmente de 2° tandis que la distraction de l'apex diminue de 5mm pour ce même patient.

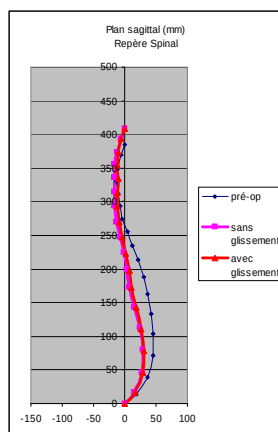


Figure 116 : Positions sagittales et frontales en fonction du glissement des crochets, patient YLJ_10.

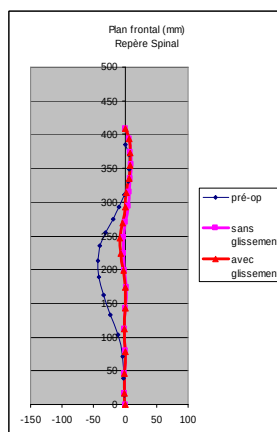


Figure 117 : Positions sagittales et frontales en fonction du glissement des crochets, patient YLJ_19.

En moyenne, le glissement des crochets limite la distraction apicale (de 3mm et jusqu'à 8mm), ce qui tend à augmenter l'inclinaison dans les 3 courbures (de 2° en moyenne pour la courbure apicale, jusqu'à 5°), et dans une moindre mesure à diminuer la rotation axiale dans la courbure principale (en moyenne de 1.5° , avec un maximum à 2.5°). Les orientations sagittales sont peu modifiées (variation moyenne inférieure à 1°), excepté pour un sujet. En effet, pour le patient YLJ_17, le crochet intermédiaire supérieur glisse en antéro-postérieur dans le plan sagittal, ce qui se traduit par une augmentation de la flexion-extension dans la courbure cyphotique (3°), pour un déplacement antéro-postérieur de 6mm au sommet de la courbure.

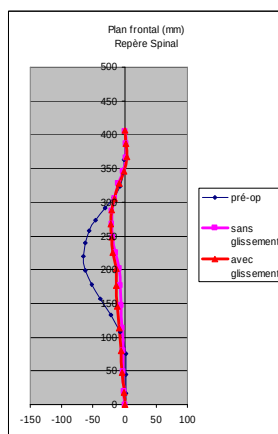


Figure 118 : Positions vertébrales en fonction du glissement des crochets, patient YLJ_25.

Dans le cas de l'instrumentation CIS, deux sujets ont nécessité la prise en compte d'un glissement des crochets autour de l'apex, après l'analyse des radiographies post-opératoires. Les conclusions pour le plan sagittal sont identiques à celles issues de la chirurgie CD : les orientations vertébrales sagittales ne sont pas altérées (variation $< 0.1^\circ$), de même que la position sagittale des vertèbres (variation < 1 mm). Egalement, nous notons une médialisation plus importante des vertèbres apicales en l'absence de glissement des ancrages (respectivement de 6mm et 8mm pour les patients YLJ_25 et YLJ_29).

Pour la technique CIS, le comportement des courbures est ensuite opposé entre les deux sujets : pour le patient YLJ_29 le glissement des crochets s'accompagne d'une augmentation de l'inclinaison et de la rotation axiale dans la courbure principale (respectivement de 4° et 2°). Pour le patient YLJ_25, ce glissement se traduit par une diminution de l'inclinaison et de la rotation axiale dans la courbure principale (respectivement de 2° et 4°).

Le taux de complication mécanique est variable en fonction des auteurs : Guigui *et al.*, 2005 indique que sur 3311 patients, 11.5% montrent les signes de complications mécaniques. Si notre population présente un taux peut-être élevé de cas de glissement des crochets (8 patients sur 30), aucun cas de complication mécanique n'a été relevé. Deux auteurs [Berlemann *et al.*, 1995 ; Hackenberg *et al.*, 2002] montrent que la stabilité des crochets est liée aux dimensions de la lame et de la base pédiculaire des vertèbres. Aussi, d'après ces auteurs, les risques de complications sont plus importants pour les crochets lamaires que pour les crochets pédiculaires. Pour nos six patients instrumentés par chirurgie CD et nos deux patients par chirurgie CIS, les crochets incriminés sont tous des crochets pédiculaires, situés près de l'apex (le lieu du maximum de déformation) : il s'agit donc des crochets *a priori* les plus sollicités lors des manœuvres opératoires de correction.

La simulation de chirurgie permet de dégager certaines lois communes. Le glissement des ancrages limite la correction post-opératoire, dans le plan frontal (patient YLJ_16 par exemple) et/ou dans le plan sagittal (patient YLJ_17 par exemple). La médialisation apicale est moindre, d'où globalement une moindre diminution de l'inclinaison moyenne dans la courbure principale. La flexion-extension vertébrale varie peu, en particulier lorsque le glissement se concentre dans le plan frontal uniquement. Notons que si la correction frontale est moindre du fait du glissement, la rotation axiale post-opératoire diminue (patients YLJ_10, YLJ_11, YLJ_16, YLJ_17, et YLJ_25) : comme nous l'avons vu lors de la description des étapes de la chirurgie, la correction frontale des courbures va de pair avec une augmentation de la rotation axiale. Toutefois, les modifications rachidiennes engendrées par de tels glissements restent complexes. L'altération de la correction semble dépendre fortement des patients, comme le montrent les exemples ci-dessous.

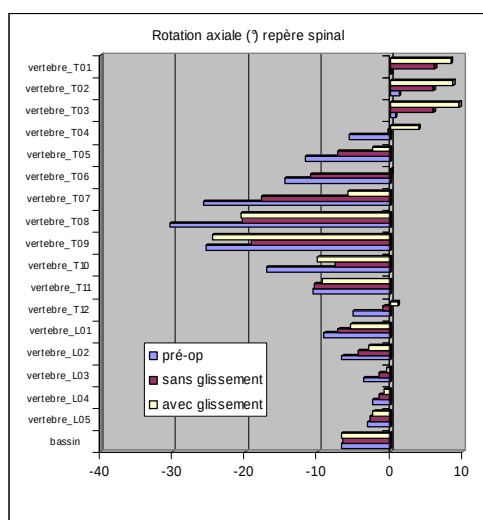


Figure 119 : Rotations vertébrales axiales en fonction du glissement des ancrages, patient YLJ_1.

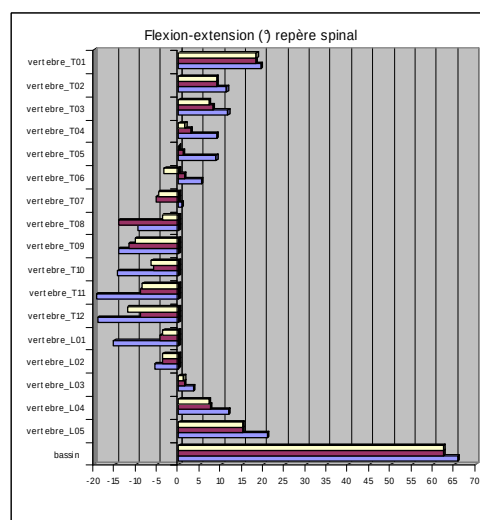


Figure 120 : Rotations vertébrales en flexion-extension, en fonction du glissement des ancrages, patient YLJ_1.

Pour le patient YLJ_1, le crochet apical glisse en antéro-postérieur, ce qui se traduit effectivement par une perte de la correction de la rotation axiale et par un ré-équilibre local de la flexion-extension des vertèbres (au niveau de T8). Egalement, le crochet pédiculaire immédiatement supérieur au crochet apical glisse dans la concavité : cette liaison décalée modifie localement la rotation axiale et accroît la rotation axiale moyenne au dessus de l'instrumentation (T5).

Pour le sujet YLJ_19, le problème mécanique est identique à celui précédemment décrit, mais les modifications rachidiennes sont plus importantes : peut-être parce que pour ce sujet le crochet apical a été guidé lors de son insertion (durant la mise en place de la seconde tige).

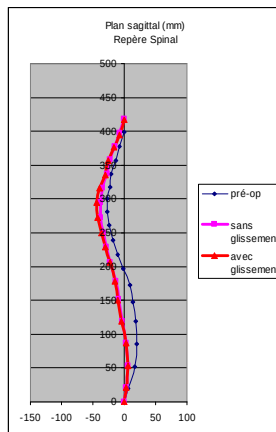


Figure 121 : Postions vertébrales en fonction des complications mécaniques, patient YLJ_17.

Pour le patient YLJ_17, le crochet pédiculaire supérieur, dans la partie concave de la courbure, est plus antérieur que théoriquement : outre la diminution de la rotation axiale (comme nous venons de la voir), ce glissement augmente la flexion-extension autour du crochet, entraîne les vertèbres en cyphose, sur-corrigeant la courbure sagittale. Toutefois, nous ne sommes pas dans le cas d'une cyphose jonctionnelle proximale post-opératoire à risque (augmentation supérieure à 10° [Kim *et al.*, 2005]).

Pour la technique CIS, nous notons une augmentation de l'inclinaison et de la rotation axiale dans les courbures principale pour le patient YLJ_29, et une diminution des mêmes orientations moyennes pour le patient YLJ_25 : le glissement concerne pour les 2 patients des crochets concaves aux niveaux voisins de l'apex. Ce glissement joue donc dès l'introduction de la première tige à cintrer, et nous savons que l'impact biomécanique de chaque étape de la chirurgie CIS est différent de celui que nous retrouvons avec la techniques CD. De plus, le patient YLJ_29 présente un crochet apical convexe (et sans glissement), contrairement au patient YLJ_25. Ces deux cas semblent indiquer que l'influence complexe du glissement dépend de la technique et du planning pré-opératoire.

Enfin, le patient YLJ_10 (chirurgie CD) illustre l'effet complexe du glissement des ancrages. Ainsi, un glissement de l'ancrage apical, uniquement dans le plan frontal, induit une moindre correction de la cyphose, de la position frontale des vertèbres et de l'inclinaison vertébrale, avec une rotation axiale moyenne diminuée. Or l'expérience clinique montre qu'une modification même mineure de l'orientation des vertèbres peut entraîner des risques de déséquilibre ou de décompensation post-opératoire : au niveau de la cyphose locale proximale [Lee *et al.*, 1999 ; Kim *et al.*, 2005], de l'orientation en inclinaison post-opératoire [Obeid 2005]. D'autres facteurs de risques dépendent plus du planning pré-opératoire : la cyphose distale [Lowe *et al.*, 2006 ; Richards *et al.*, 1989] ou la rotation axiale distale [Obeid 2005]. L'outil de simulation personnalisée de chirurgie permet d'apprécier l'effet d'un glissement des crochets sur l'équilibre global du patient, mais également sur les altérations au niveau local.

3.4 CONCLUSION DE LA SIMULATION DE CHIRURGIE

Notre étude portait sur l'amélioration de l'outil de simulation de chirurgie pour une future utilisation clinique. Dans un premier temps, nous nous sommes attaché à rendre le modèle numériquement stable, et opérateur-indépendant pour la conduite des calculs. Cet objectif est atteint, comme le montrent les multiples simulations de chirurgie alternatives effectuées dans le cadre de la compréhension de la biomécanique de la correction chirurgicale de la scoliose.

Dans un second temps, nous avons évalué la cohérence de l'outil de simulation personnalisé géométriquement et mécaniquement, pour deux techniques différentes de correction. Nous avons pour cela étudié la faculté du modèle à reproduire les effets de la chirurgie effective sur 20 sujets pour la technique CD et sur 10 sujets pour la technique CIS. La capacité prédictive de l'outil de simulation de chirurgie est quantifiée, tant dans la zone instrumentée qu'en dehors, en terme de position et d'orientation vertébrales, mais aussi de paramètres post-opératoires utilisés en routine clinique. Outre la possibilité d'évaluer en pré-opératoire la configuration rachidienne post-opératoire, cet outil propose également une séquence optimale de cintrage per-opératoire des tiges, dans le cas d'une chirurgie CIS.

Le rôle biomécanique des multiples étapes du geste chirurgical simulé par l'outil a ensuite été analysé : conformément à la littérature, chaque manœuvre participe de façon complexe à la correction des déformations rachidiennes, en fonction de la technique employée. La cohérence de l'outil de simulation à reproduire le geste per-opératoire du clinicien en fait un futur outil pour l'optimisation personnalisée des techniques de correction.

Enfin, nos améliorations ont permis la simulation de multiples variations chirurgicales, afin de mettre en avant le rôle de manœuvres per-opératoires complémentaires ainsi que de paramètres clefs pouvant améliorer l'équilibre post-opératoire. Egalement, nous avons évalué l'impact biomécanique du glissement des crochets. L'ensemble des résultats est en accord avec l'expérience clinique et la littérature. Cet outil montre les potentialités de l'outil à extraire certains facteurs clefs, sur le plan biomécanique, dans le résultat de la chirurgie de la scoliose.

CONCLUSION & PERSPECTIVES

CONCLUSION

Ce travail de recherche s'inscrit dans la continuité des efforts entrepris par le Laboratoire de Biomécanique depuis 1992 pour l'analyse biomécanique des pathologies rachidiennes, et en particulier de la scoliose. Les travaux antérieurs ont démontré la faisabilité d'une simulation par éléments-finis de la chirurgie de la scoliose. L'objectif de ce travail était d'amener le modèle actuel de simulation personnalisé de chirurgie vers un outil utilisable en routine clinique, c'est-à-dire stable, opérateur-indépendant tout au long du processus, et validé. Une étude bibliographique a permis de clarifier notre sujet d'étude, en soulignant les difficultés liées à la compréhension du geste chirurgical, ainsi qu'à la simulation numérique du vivant et de la correction chirurgicale personnalisée.

Dans un premier temps, nous avons automatisé et évalué le processus de personnalisation mécanique du modèle éléments-finis de colonne vertébrale. Notre algorithme minimise les différences entre les données *in vivo* issues de tests cliniques standard et la simulation de ces tests, en adaptant les rigidités d'unités fonctionnelles spécifiques. La recherche de solutions se fonde ainsi sur une optimisation guidée par une connaissance *a priori* des déformations propres à la scoliose : cette méthode garantit une personnalisation des paramètres rachidiens en accord avec l'expertise clinique. De plus, la précision des outils d'analyse est considérée lors de l'identification, afin de s'assurer de la robustesse de la solution.

Cette méthode pour la personnalisation mécanique du rachis a été testée sur 30 sujets scoliotiques : la capacité de l'algorithme à établir la cohérence du modèle numérique avec les données *in vivo*, ainsi que la pertinence des solutions ainsi obtenues, ont été évaluées au regard de la littérature. Les résultats sont encourageants car la méthode s'avère efficace, robuste et rapide, pour des solutions mécaniques pertinentes sur le plan clinique.

La deuxième étape de notre travail consistait à améliorer l'outil de simulation de chirurgie pour la scoliose, toujours dans le cadre d'une future utilisation clinique. D'abord, nous avons assuré la stabilité numérique du modèle éléments-finis du rachis et l'opérateur-indépendance des calculs. La représentation du rachis cervical a été complétée. Ensuite, deux techniques différentes de correction de la scoliose ont été simulées : la technique Cotrel-Dubousset (CD) et la technique du cintrage *in situ* (CIS). Dans le cadre de la technique chirurgicale par cintrage *in situ*, une modélisation spécifique de l'instrumentation tient compte de déformations plastiques locales et successives, dans différents plans de l'espace ; également, un algorithme détermine automatiquement les plans d'action et les niveaux à cintrer, en accord avec l'expérience clinique.

Ensuite, pour les chirurgies CD et CIS, les dossiers respectifs de 20 patients de l'Hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris) et de 10 patients des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg ont servi à évaluer la cohérence des simulations personnalisées des chirurgies effectives. La pertinence du comportement biomécanique ainsi simulé a aussi été évaluée au regard de la littérature scientifique. L'outil de simulation par éléments-finis développé montre sa capacité à simuler convenablement et complètement deux chirurgies à la philosophie foncièrement différente.

Enfin, pour chaque étape de chacune des chirurgies ainsi simulées, nous avons souligné et comparé les actions tridimensionnelles de correction, qui se cumulent tout au long du processus. La stabilité numérique importante du modèle nous a aussi permis de tester des gestes per-opératoires alternatifs, ainsi que l'impact du glissement d'ancrages : notre travail a mis en évidence le rôle majeur de chaque manœuvre que peut réaliser le chirurgien sur l'équilibre du patient, et le parasitage dans la correction chirurgicale qu'introduit la mobilité involontaire des crochets.

L'ensemble de ces résultats sont particulièrement encourageants pour la mise en œuvre d'un futur outil clinique d'aide à la planification du geste chirurgical : les verrous d'une personnalisation mécanique pertinente, opérateur-indépendante, et de la stabilité numérique du modèle éléments-finis ont été levés. Ce travail montre l'intérêt clinique d'un tel outil, soulignant sa capacité à aider à l'analyse des mécanismes de correction et à l'évaluation personnalisée de différentes techniques de correction.

PERSPECTIVES

Si nos travaux permettent déjà d'appréhender la biomécanique du geste chirurgical et de certains de ses dérivés, des améliorations restent à apporter dans la perspective d'une utilisation routinière. Cela passera par une précision plus fine lors de l'extraction des données pour la personnalisation et la validation (méthodes de reconstruction à partir de radiographies frontales - pour les tests cliniques – et des stéréo-radiographies post-opératoires). Egalement, cette évaluation de la précision des méthodes de personnalisation et de simulation devra être étendue à un nombre plus important de sujets, afin de vérifier entre autre la capacité prédictive du modèle pour les complications mécaniques. Toujours dans le cadre d'une perspective clinique, les temps de calcul devront être diminués et l'interface avec l'opérateur verra son ergonomie améliorée : un logiciel de calcul par éléments-finis, dédié à la simulation de chirurgie, serait une solution à considérer.

Le modèle lui-même pourra être exploité plus amplement. Un modèle hybride combinant une représentation détaillée du disque donnera accès aux répartitions de contrainte au sein de l'unité fonctionnelle à l'issue de la chirurgie ; les sollicitations internes à l'instrumentation sont déjà accessibles. Enfin, la simulation des mécanismes de rééquilibrage post-opératoire, en particulier au niveau de la liaison sacro-iliaque, viendront compléter les données de sortie de la simulation de chirurgie. Ces travaux de recherche devront évidemment se poursuivre dans le cadre d'un partenariat fort avec les équipes cliniques.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES



REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [Aaro *et al.*, 1982]
Aaro S, Dahlborn M. The effect of Harrington instrumentation on the longitudinal axis rotation of the apical vertebra and on the spinal and rib-cage deformity in idiopathic scoliosis studied by computer tomography. *Spine*. 1982 Sep-Oct;7(5):456-62.
- [Andriacchi *et al.*, 1974]
Andriacchi T, Schultz A, Belytschko T, Galante J. A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J Biomech* 1974 Nov;7(6):497-507.
- [Andriacchi *et al.*, 1976]
Andriacchi TP, Schultz AB, Belytschko TB, Dewald R. Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis. A biomechanical analysis and a retrospective study. *J Bone Joint Surg Am*. 1976 Sep;58(6):806-15.
- [Arlet *et al.*, 1999]
Arlet V, Papin P, Marchesi D, Aebi M. Adolescent idiopathic thoracic scoliosis: apical correction with specialized pedicle hooks. *Eur Spine J*. 1999;8(4):266-71.
- [Aubin *et al.*, 1995]
Aubin CE, Descrimes JL, Dansereau J, Skalli W, Lavaste F, Labelle H. [Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method]. *Ann Chir*. 1995;49(8):749-61. French.
- [Aubin *et al.*, 2003]
Aubin CE, Petit Y, Stokes IA, Poulin F, Gardner-Morse M, Labelle H. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2003 Feb;6(1):27-32.
- [Bagchi *et al.*, 2002]
Bagchi K, Mohaideen A, Thomson JD, Foley LC. Hardware complications in scoliosis surgery. *Pediatr Radiol*. 2002 Jul;32(7):465-75. Epub 2002 Apr 4.
- [Barr *et al.*, 1997]
Barr SJ, Schuette AM, Emans JB. Lumbar pedicle screws versus hooks. Results in double major curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 1997 Jun 15;22(12):1369-79.
- [Batoz *et al.*, 1990]
Batoz JL, Dhett G. Modélisation des Structures par Eléments Finis, Volume 2: poutres et plaques, Hermes, Paris. 1990.
- [Belytschko *et al.*, 1973]
Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB, Galante JO. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques. *J Biomech* 1973 Jul;6(4):361-71.
- [Benson *et al.*, 1977]
Benson DR, DeWald RL, Schultz AB. Harrington rod distraction instrumentation: its effect on vertebral rotation and thoracic compensation. *Clin Orthop Relat Res*. 1977 Jun;(125):40-4.
- [Berard et Kohler 1997]
Berard J. / Kohler R. Scoliose Idiopathique, Edition Sauramps Medical. Montpellier 1997.
- [Berlemann *et al.*, 1995]
Berlemann U, Cripton P, Nolte LP, Lippuner K, Schlapfer F. New means in spinal pedicle hook fixation. A biomechanical evaluation. *Eur Spine J*. 1995;4(2):114-22.

- [Betz *et al.*, 1999]
Betz RR, Harms J, Clements DH 3rd, Lenke LG, Lowe TG, Shufflebarger HL, Jeszenszky D, Beele B. Comparison of anterior and posterior instrumentation for correction of adolescent thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*. 1999 Feb 1;24(3):225-39.
- [Beuerlein *et al.*, 2003]
Beuerlein MJ, Raso VJ, Hill DL, Moreau MJ, Mahood JK. Changes in alignment of the scoliotic spine in response to lateral bending. *Spine*. 2003 Apr 1;28(7):693-8.
- [Bridwell *et al.*, 1990]
Bridwell KH, Betz R, Capelli AM, Huss G, Harvey C. Sagittal plane analysis in idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*. 1990 Sep;15(9):921-6.
- [Bridwell *et al.*, 1991]
Bridwell KH, McAllister JW, Betz RR, Huss G, Clancy M, Schoenecker PL. Coronal decompensation produced by Cotrel-Dubousset "derotation" maneuver for idiopathic right thoracic scoliosis. *Spine*. 1991 Jul;16(7):769-77.
- [Bridwell *et al.*, 2002]
Bridwell KH, Hanson DS, Rhee JM, Lenke LG, Baldus C, Blanke K. Correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis with segmental hooks, rods, and Wisconsin wires posteriorly: it's bad and obsolete, correct ? *Spine*. 2002 Sep 15;27(18):2059-66.
- [Brossard 2003]
Dominique Brossard, Prédicibilité de la radiographie en traction dans les scolioses thoraciques et thoraco-lombaires raides idiopathiques de l'adulte. Thèse de Doctorat de Médecine. 2003.
- [Butler *et al.*, 1994]
Butler TE Jr, Asher MA, Jayaraman G, Nunley PD, Robinson RG. The strength and stiffness of thoracic implant anchors in osteoporotic spines. *Spine*. 1994 Sep 1;19(17):1956-62.
- [Carman *et al.*, 1990]
Carman DL, Browne RH, Birch JG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *J Bone Joint Surg Am*. 1990 Mar;72(3):328-33.
- [Chavanne 2000]
Chavanne P: Recalage 3D rigide du rachis à partir d'une radiographie 2D. Rapport de Projet de Fin d'Etude, Laboratoire de BioMécanique, ENSAM Paris, 2000.
- [Cheung *et al.*, 1997]
Cheung KM, Luk KD. Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph. *J Bone Joint Surg Am*. 1997 Aug;79(8):1144-50.
- [Climent *et al.*, 1999]
Climent JM, Sanchez J. Impact of the type of brace on the quality of life of Adolescents with Spine Deformities. *Spine*. 1999 Sep 15;24(18):1903-8.
- [Closkey *et al.*, 1992]
Closkey RF, Schultz AB, Luchies CW. A model for studies of the deformable rib cage. *J Biomech* 1992 May;25(5):529-39.
- [Closkey *et al.*, 1993]
Closkey RF, Schultz AB. Rib cage deformities in scoliosis: spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging. *J Orthop Res*. 1993 Sep;11(5):730-7.
- [Coe *et al.*, 1990]
Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee PC. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. *Spine*. 1990 Sep;15(9):902-7.

- [Cook *et al.*, 2000]
Cook S, Asher M, Lai SM, Shobe J. Reoperation after primary posterior instrumentation and fusion for idiopathic scoliosis. Toward defining late operative site pain of unknown cause. *Spine*. 2000 Feb 15;25(4):463-8.
- [Cotrel & Dubousset 1984]
Cotrel Y, Dubousset J. [A new technic for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach] *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1984;70(6):489-94.
- [Cotrel & Dubousset 1988]
Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 1988 Feb;227:10-23.
- [Cotrel 1986]
Cotrel Y. New instrumentation for surgery of the spine. Freund Publishing House. London, 1986:128.
- [Craveur 2001]
Craveur JC. Modélisation des structures : Calcul par éléments-finis avec problèmes corrigés, Dunod, Paris. 2001.
- [Cundy *et al.*, 1990]
Cundy PJ, Paterson DC, Hillier TM, Sutherland AD, Stephen JP, Foster BK. Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*. 1990 Jul;72(4):670-4.
- [De Jonge *et al.*, 2002]
De Jonge T, Dubousset JF, Illes T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine* 2002 Apr 1;27(7):754-60.
- [De Smet *et al.*, 1984]
De Smet AA, Asher MA, Cook LT, Goin JE, Scheuch HG, Orrick JM. Three-dimensional analysis of right thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 1984 May-Jun;9(4):377-81.
- [Delorme *et al.*, 1999]
Delorme S, Labelle H, Aubin CE, de Guise JA, Rivard CH, Poitras B, Coillard C, Dansereau J. Intraoperative comparison of two instrumentation techniques for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. Rod rotation and translation. *Spine*. 1999 Oct 1;24(19):2011-7; discussion 2018.
- [Delorme *et al.*, 2000a]
Delorme S, Labelle H, Aubin CE, de Guise JA, Rivard CH, Poitras B, Dansereau J. A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine*. 2000 Jan 15;25(2):205-10.
- [Delorme *et al.*, 2000b]
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 Apr;13(2):93-101.
- [Delorme *et al.*, 2001]
Delorme S, Violas P, Dansereau J, de Guise J, Aubin CE, Labelle H. Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2001 Apr;10(2):101-7.
- [Descrimes 1995]
Descrimes JL. Modélisation par éléments-finis du rachis et de la cage thoracique pour l'étude des déformations scoliotiques. PhD Thesis 1995, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Dick *et al.*, 1997]
Dick JC, Zdeblick TA, Bartel BD, Kunz DN. Mechanical evaluation of cross-link designs in rigid pedicle screw systems. *Spine*. 1997 Feb 15;22(4):370-5.

- [Dowell *et al.*, 1990]
Dowell JK, Powell JM, Webb PJ, Morley TR. Factors influencing the result of posterior spinal fusion in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 1990 Aug;15(8):803-8.
- [Dubousset *et al.*, 1983]
Dubousset J, Queneau P, Thillard MJ. Experimental scoliosis induced by pineal and dicephalic lesions in young chickens. Its relation with clinical findings in idiopathic scoliosis. *Orthop Trans* 1983; 7: 7.
- [Dubousset 1994]
Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. *The Pediatric Spine : Principles and Practice*. SL Weinstein, Editor. New York 1994 ; Chapter 22.
- [Dubousset 1999]
Dubousset J., [Idiopathic scoliosis. Definition--pathology--classification--etiology], *Bull Acad Natl Med*. 1999;183(4):699-704.
- [Dumas *et al.*, 2003a]
Dumas R, Steib JP, Mitton D, Lavaste F, Skalli W. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the *in situ* contouring technique. *Spine*. 2003 Jun 1;28(11):1158-62.
- [Dumas *et al.*, 2003b]
Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F, Skalli W. Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *J Biomech*. 2003 Jun;36(6):827-34.
- [Dumas *et al.*, 2005]
Dumas R, Lafage V, Lafon Y, Steib JP, Mitton D, Skalli W. Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2005 Oct;8(5):331-7.
- [Dumas 2002]
Dumas R. Analyse biomécanique de la correction des scolioses par la technique modelage in-situ. PhD Thesis 2002, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Dunn *et al.*, 1982]
Dunn HK, Daniels AU, McBride GG. Intraoperative force measurements during correction of scoliosis. *Spine*. 1982 Sep-Oct;7(5):448-55.
- [Duval-Beaupère 1989]
Duval-Beaupère G. Scoliose idiopathique et croissance. In Masson. *Cahiers de Kinésithérapie*: 1989: 31-43.
- [Ecker *et al.*, 1988]
Ecker ML, Betz RR, Trent PS, Mahboubi S, Mesgarzadeh M, Bonakdapour A, Drummond DS, Clancy M. Computer tomography evaluation of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine*. 1988 Oct;13(10):1141-4.
- [Edgar *et al.*, 1982]
Edgar MA, Chapman RH, Glasgow MM. Pre-operative correction in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*. 1982;64(5):530-5.
- [Fondation Cotrel]
<http://www.fondationcotrel.org>
- [Frechede 2003]
Frechede B. Contribution à l'étude du comportement du rachis cervical soumis à un choc. PhD Thesis 2003, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Freedman *et al.*, 1986]
Freedman LS, Houghton GR, Evans M. Cadaveric study comparing the stability of upper distraction hooks used in Harrington instrumentation. *Spine*. 1986 Jul-Aug;11(6):579-82.

- [Gardner-Morse *et al.*, 1990]
Gardner-Morse MG, Laible JP, Stokes IA. Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis. *J Biomech Eng.* 1990 Nov;112(4):481-3.
- [Gardner Morse *et al.*, 1994]
Gardner-Morse M, Stokes IA. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* 1994 Feb;27(2):177-81.
- [Ghanem *et al.*, 1997]
Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, Watier B, Skalli W, Lavaste F. Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report. *Spine.* 1997 Aug 15;22(16):1913-21.
- [Ghista *et al.*, 1988]
Ghista DN, Viviani GR, Subbaraj K, Lozada PJ, Srinivasan TM, Barnes G. Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *J Biomech* 1988;21(2):77-88.
- [Gignac *et al.*, 1998]
Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, Poulin F, Labelle H. [A biomechanical study of new orthotic treatment approaches for the 3D correction of scoliosis]. *Ann Chir.* 1998;52(8):795-800. French.
- [Gignac *et al.*, 2000]
Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J.* 2000 Jun;9(3):185-90.
- [Gille, Skalli *et al.*, 2006]
Gille O, Champain N, El Fegoun AB, Vital JM, Skalli W. Reliability of 3D reconstruction of the spine of scoliotic patients, *Spine*, in Press.
- [Gray *et al.*, 1991]
Gray JM, Smith BW, Ashley RK, LaGrone MO, Mall J. Derotational analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine* 1991 Aug;16(8 Suppl):S391-3.
- [Gréalou *et al.*, 2002]
Grealou L, Aubin CE, Labelle H. Rib cage surgery for the treatment of scoliosis: a biomechanical study of correction mechanisms. *J Orthop Res.* 2002 Sep;20(5):1121-8.
- [Guanciale *et al.*, 1996]
Guanciale AF, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar lordosis in spinal fusion. A comparison of intraoperative results of patient positioning on two different operative table frame types. *Spine.* 1996 Apr 15;21(8):964-9.
- [Guidera *et al.*, 1993]
Guidera KJ, Hooten J, Weatherly W, Highhouse M, Castellvi A, Ogden JA, Pugh L, Cook S. Cotrel-Dubousset instrumentation. Results in 52 patients. *Spine.* 1993 Mar 15;18(4):427-31.
- [Guigui *et al.*, 2005]
Guigui P, Blamoutier A; Groupe d'Etude de la Scoliose. [Complications of surgical treatment of spinal deformities: a prospective multicentric study of 3311 patients] *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2005 Jun;91(4):314-27. French.
- [Hackenberg *et al.*, 2002]
Hackenberg L, Link T, Liljenqvist U. Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine.* 2002 May 1;27(9):937-42.
- [Halm *et al.*, 1995]
Halm H, Castro WH, Jerosch J, Winkelmann W. Sagittal plane correction in "King-classified" idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Acta Orthop Belg.* 1995;61(4):294-301.
- [Halvorson *et al.*, 1994]
Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS 3rd, Cook SD. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine.* 1994 Nov 1;19(21):2415-20.

- [Hamill *et al.*, 1996]
Hamill CL, Lenke LG, Bridwell KH, Chapman MP, Blanke K, Baldus C. The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis. Is it warranted? *Spine*. 1996 May 15;21(10):1241-9.
- [Harrington 1962]
Harrington PR. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spinal instrumentation. *J Bone Joint Surg [Am]*, 1962;44:591-610.
- [Helenius *et al.*, 2003]
Helenius I, Remes V, Yrjonen T, Ylikoski M, Schlenzka D, Helenius M, Poussa M. Harrington and Cotrel-Dubousset instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Long-term functional and radiographic outcomes. *J Bone Joint Surg Am*. 2003 Dec;85-A(12):2303-9.
- [Hilibrand *et al.*, 1995]
Hilibrand AS, Tannenbaum DA, Graziano GP, Loder RT, Hensinger RN. The sagittal alignment of the cervical spine in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 1995 Sep-Oct;15(5):627-32.
- [Hirabayashi *et al.*, 1991]
Hirabayashi S, Kumano K, Kuroki T. Cotrel-Dubousset pedicle screw system for various spinal disorders. Merits and problems. *Spine*. 1991 Nov;16(11):1298-304.
- [Hitchon *et al.*, 2003]
Hitchon PW, Brenton MD, Black AG, From A, Harrod JS, Barry C, Serhan H, Torner JC. In vitro biomechanical comparison of pedicle screws, sublaminar hooks, and sublaminar cables. *J Neurosurg*. 2003 Jul;99(1 Suppl):104-9.
- [Jackson 1996]
Jackson RP. Jackson sacral fixation and counteracting spinal correction techniques. *Lumbosacral and spinopelvic fixation*, Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1996, 357-379.
- [Jayaraman *et al.*, 1989]
Jayaraman G, Zbib HM, Jacobs RR. Biomechanical analyses of surgical correction techniques in idiopathic scoliosis: significance of bi-planar characteristics of scoliotic spines. *J Biomech*. 1989;22(5):427-37.
- [Kamina 1997]
Kamina P: 1: Anatomie Générale. In *Anatomie, introduction à la clinique*, Maloine edition, 1996
- [Kapandji 1986]
Kapandji IA. *Physiologie articulaire*. Maloine. Paris, 1986:255.
- [Kim *et al.*, 2004]
Kim YJ, Lenke LG, Cho SK, Bridwell KH, Sides B, Blanke K. Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2004 Sep 15;29(18):2040-8. Review.
- [Kim *et al.*, 2005]
Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, Kim J, Cho SK. Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis following segmental posterior spinal instrumentation and fusion: minimum 5-year follow-up. *Spine*. 2005 Sep 15;30(18):2045-50.
- [Klepps *et al.*, 2001]
Klepps SJ, Lenke LG, Bridwell KH, Bassett GS, Whorton J. Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2001 Mar 1;26(5):E74-9.

- [Krismer *et al.*, 1992]
Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. *Spine*. 1992 Aug;17(8 Suppl):S263-9.
- [Kuklo *et al.*, 2005]
Kuklo TR, Potter BK, Polly DW Jr, Lenke LG. Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2005 Sep 15;30(18):2113-20.
- [Labelle *et al.*, 1995a]
Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B, Rivard CH, Stokes IA, de Guise J. Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine*. 1995 Dec 1;20(23):2487-92.
- [Labelle *et al.*, 1995b]
Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, de Guise J, Rivard CH, Poitras B. Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine*. 1995 Jun 15;20(12):1406-9.
- [Lafage 2002]
Lafage V. Simulation en EF et analyse biomécanique des effets de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset. PhD Thesis 2002, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Lafage *et al.*, 2004]
Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W. 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Comput Aided Surg*. 2004;9(1-2):17-25.
- [Leborgne *et al.*, 1998a]
Le Borgne P, Skalli W, Dubousset J, Zeller R, Lavaste F. Finite Element Model of scoliotic spines : Mechanical personalization. I.R.S.S.D., 1998 JULY, BURLINGTON, VERMONT, U.S.A.
- [Leborgne *et al.*, 1998b]
Le Borgne P, Skalli W, Lecire C, Dubousset J, Zeller R, Lavaste F. Simulation of CD Surgery on a personalized Finite Element model : Preliminary results. I.R.S.S.D., 1998 JULY, BURLINGTON, VERMONT, U.S.A.
- [Leborgne 1998]
Le Borgne P. Modélisation par éléments-finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset. PhD Thesis 1998, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Lecire 1999]
Lecire Lilloni C: Contribution à l'analyse Biomécanique du patient scoliotique par mesures pre-, per- et postopératoires. Thèse de Doctorat de Mécanique. In Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM, 1999
- [Lee *et al.*, 1999]
Lee GA, Betz RR, Clements DH 3rd, Huss GK. Proximal kyphosis after posterior spinal fusion in patients with idiopathic scoliosis. *Spine*. 1999 Apr 15;24(8):795-9.
- [Lemaitre *et al.*, 1999]
Lemaitre J. & Chaboche JL, Mécanique des Matériaux Solides, Dunod 2001, France
- [Lenke *et al.*, 1992]
Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, Blanke K. Analysis of pulmonary function and axis rotation in adolescent and young adult idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Spinal Disord* 1992 Mar;5(1):16-25.
- [Lenke *et al.*, 1998]
Lenke LG, Bridwell KH, Blanke K, Baldus C, Weston J. Radiographic results of arthrodesis with Cotrel-Dubousset instrumentation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A five to ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Jun;80(6):807-14.

- [Lenke *et al.*, 1999]
Lenke LG, Betz RR, Bridwell KH, Harms J, Clements DH, Lowe TG. Spontaneous lumbar curve coronal correction after selective anterior or posterior thoracic fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 1999 Aug 15;24(16):1663-71; discussion 1672.
- [Lenke *et al.*, 2001]
Lenke LG, Engsberg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2001 Jul 15;26(14):E330-7.
- [Liljenqvist *et al.*, 1997]
Liljenqvist UR, Halm HF, Link TM. Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis. *Spine*. 1997 Oct 1;22(19):2239-45.
- [Liljenqvist *et al.*, 2001]
Liljenqvist U, Hackenberg L, Link T, Halm H. Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta Orthop Belg*. 2001 Apr;67(2):157-63.
- [Liljenqvist *et al.*, 2002]
Liljenqvist U, Lepsien U, Hackenberg L, Niemeyer T, Halm H. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J*. 2002 Aug;11(4):336-43. Epub 2002 May 29.
- [Loder *et al.*, 2004]
Loder RT, Spiegel D, Gutknecht S, Kleist K, Ly T, Mehbood A. The assessment of intraobserver and interobserver error in the measurement of noncongenital scoliosis in children < or = 10 years of age. *Spine*. 2004 Nov 15;29(22):2548-53.
- [Lonstein *et al.*, 1999]
Lonstein JE, Denis F, Perra JH, Pinto MR, Smith MD, Winter RB. Complications associated with pedicle screws. *J Bone Joint Surg Am*. 1999 Nov;81(11):1519-28.
- [Lowe *et al.*, 2006]
Lowe TG, Lenke L, Betz R, Newton P, Clements D, Haheer T, Crawford A, Letko L, Wilson LA. Distal junctional kyphosis of adolescent idiopathic thoracic curves following anterior or posterior instrumented fusion: incidence, risk factors, and prevention. *Spine*. 2006 Feb 1;31(3):299-302.
- [Luque 1982]
Luque ER. Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clin Orthop* 1982 Mar;(163):192-8.
- [Machida *et al.*, 1999]
Machida M, Murai I, Miyashita Y, Dubousset J, Yamada T, Kimura J. Pathogenesis of idiopathic scoliosis. Experimental study in rats. *Spine* 1999 Oct 1;24(19):1985-9.
- [Machida *et al.*, 2001]
Machida M, Dubousset J, Satoh T, Murai I, Wood KB, Yamada T, Ryu J. Pathologic mechanism of experimental scoliosis in pinealectomized chickens. *Spine* 2001 Sep 1;26(17):E385-91.
- [Mac-Thiong *et al.*, 2002]
Mac-Thiong JM, Labelle H, Petit Y, Aubin CE. The effect of the Relton-Hall operative frame on trunk deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2002 Dec;11(6):556-60. Epub 2002 Aug 7.
- [Mac-Thiong *et al.*, 2004]
Mac-Thiong JM, Labelle H, Poitras B, Rivard CH, Joncas J. The effect of intraoperative traction during posterior spinal instrumentation and fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2004 Jul 15;29(14):1549-54. Review.
- [Mason *et al.*, 1991]
Mason DE, Carango P. Spinal decompensation in Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*. 1991 Aug;16(8 Suppl):S394-403.

- [McKnight *et al.*, 1997]
McKnight R. L., Sobel L. H., Finite element cyclic thermoplasticity analysis by the method of subvolumes, Computers & Structures, Volume 7, Issue 2, April 1977, Pages 189-196.
- [Matsumoto *et al.*, 1997]
Matsumoto T, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Yamagata M, Moriya H, Tamaki T. Flexibility in the scoliotic spine: three-dimensional analysis. J Spinal Disord. 1997 Apr;10(2):125-31.
- [Mitton, de Guise *et al.*, 2000]
Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. Med Biol Eng Comput. 2000 Mar;38(2):133-9.
- [Mulholland 1994]
Mulholland RC. Pedicle screw fixation in the spine. J Bone Joint Surg Br. 1994 Jul;76(4):517-9.
- [Muschik *et al.*, 1999]
Muschik M, Schlenzka D, Robinson PN, Kupferschmidt C. Dorsal instrumentation for idiopathic adolescent thoracic scoliosis: rod rotation versus translation. Eur Spine J. 1999;8(2):93-9.
- [Obeid 2005]
Obeid Ibrahim, Etude biomécanique des complications mécaniques de la chirurgie par voie postérieure et par instrumentation segmentaire de la scoliose idiopathique de l'adolescent. DEA 2005, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Oda *et al.*, 1982]
Oda M, Rauh S, Gregory PB, Silverman FN, Bleck EE. The significance of roentgenographic measurement in scoliosis. J Pediatr Orthop. 1982 Oct;2(4):378-82.
- [Omeroglu *et al.*, 2005]
Omeroglu H, Ozekin O, Bicimoglu A. Measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis using the Perdriolle torsionmeter: a clinical study on intraobserver and interobserver error. Eur Spine J. 1996;5(3):167-71.
- [Papadrakakis *et al.*, 2005]
M. Papadrakakis, N.D. Lagaros, V. Plevris. Design optimization of steel structures considering uncertainties. Engineering Structures, Volume 27, Issue 9, August 2005, Pages 1408-1418
- [Papin *et al.*, 1999]
Papin P, Labelle H, Delorme S, Aubin CE, de Guise JA, Dansereau J. Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J. 1999;8(1):16-21.
- [Patwardhan *et al.*, 1986]
Patwardhan AG, Bunch WH, Meade KP, Vanderby R Jr, Knight GW. A biomechanical analog of curve progression and orthotic stabilization in idiopathic scoliosis. J Biomech 1986;19(2):103-17.
- [Perdriolle 1979]
Perdriolle R. La scoliose: son étude tridimensionnelle. Paris: Maloine Ed, 1979.
- [Perdriolle *et al.*, 1981]
Perdriolle R, Vidal J. [A study of scoliotic curve. The importance of extension and vertebral rotation (author's transl)] Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1981;67(1):25-34.
- [Perdriolle *et al.*, 2001]
Perdriolle R, Le Borgne P, Dansereau J, de Guise J, Labelle H. Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities? Spine 2001 Dec 15;26(24):2719-26.
- [Perez-Grueso *et al.*, 2000]
Perez-Grueso FS, Fernandez-Baillo N, Arauz de Robles S, Garcia Fernandez A. The low lumbar spine below Cotrel-Dubousset instrumentation: long-term findings. Spine. 2000 Sep 15;25(18):2333-41.

- [Périé *et al.*, 2002]
Périé D, Aubin CE, Lacroix M, Lafon Y, Labelle H. Personalised Biomechanical Modeling of Boston Brace Treatment in Idiopathic Scoliosis. International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD) 2002.
- [Périé *et al.*, 2003]
Perie D, Aubin CE, Petit Y, Beausejour M, Dansereau J, Labelle H. Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Spine*. 2003 Aug 1;28(15):1672-7.
- [Périé *et al.*, 2004a]
Perie D, Aubin CE, Petit Y, Labelle H, Dansereau J. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Feb;19(2):190-5.
- [Périé *et al.*, 2004b]
Perie D, Aubin CE, Lacroix M, Lafon Y, Labelle H. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Med Biol Eng Comput*. 2004 May;42(3):339-44.
- [Peterson *et al.*, 1995]
Peterson MD, Nelson LM, McManus AC, Jackson RP. The effect of operative position on lumbar lordosis. A radiographic study of patients under anesthesia in the prone and 90-90 positions. *Spine*. 1995 Jun 15;20(12):1419-24.
- [Petit *et al.*, 2002]
Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine. *Stud Health Technol Inform*. 2002;88:400-3.
- [Petit *et al.*, 2004]
Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput*. 2004 Jan;42(1):55-60.
- [Petit *et al.*, 2004a]
Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Spinal shape changes resulting from scoliotic spine surgical instrumentation expressed as intervertebral rotations and centers of rotation. *J Biomech*. 2004 Feb;37(2):173-80.
- [Petit *et al.*, 2004b]
Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput*. 2004 Jan;42(1):55-60.
- [Polly *et al.*, 1998]
Polly DW Jr, Sturm PF. Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility? *Spine*. 1998 Apr 1;23(7):804-8.
- [Pomero, Skalli *et al.*, 2004]
Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Mar;19(3):240-7.
- [Portier *et al.*, 1993]
Portier L, Thibault A, Skalli W, Santin JJ, Zeller R, Lavaste F. Approche d'une modélisation globale tri-dimensionnelle par éléments-finis de la colonne vertébrale pour l'étude de la scoliose. *Rachis*, 1993, vol. 5, n°5 pp 227-232.
- [Portier 1991]
Portier L. Etude sur la conception d'un modèle géométrique et mécanique de la colonne vertébrale scoliotique. Diplôme d'Etudes Approfondies, 1991, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Poulin *et al.*, 1998]
Poulin F, Aubin CE, Stokes IA, Gardner-Morse M, Labelle H. [Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study]. *Ann Chir*. 1998;52(8):761-7. French.

- [Rainaut 1994]
Rainaut JJ. Les scolioses, Edition Ellipse, 1994.
- [Rajasekaran *et al.*, 1994]
Rajasekaran S, Dorgan JC, Taylor JF, Dangerfield PH. Eighteen-level analysis of vertebral rotation following Harrington-Luque instrumentation in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1994 Jan;76(1):104-9.
- [Reamy *et al.*, 2001]
Reamy BV, Slakey JB. Adolescent Idiopathic Scoliosis : Review and Current Concepts. *Am Fam Physician* 2001;64:111-6.
- [Reuben *et al.*, 1982]
Reuben JD, Brown RH, Nash CL Jr, Brower EM. In vivo effects of axial loading on double-curve scoliotic spines. *Spine.* 1982 Sep-Oct;7(5):440-7.
- [Richards *et al.*, 1989]
Richards BS, Birch JG, Herring JA, Johnston CE, Roach JW. Frontal plane and sagittal plane balance following Cotrel-Dubousset instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine.* 1989 Jul;14(7):733-7.
- [Richards *et al.*, 1992]
Richards BS. Lumbar curve response in type II idiopathic scoliosis after posterior instrumentation of the thoracic curve. *Spine.* 1992 Aug;17(8 Suppl):S282-6.
- [Roach *et al.*, 1990]
Roach JW, Ashman RB, Allard RN. The strength of a posterior element claw at one versus two spinal levels. *J Spinal Disord.* 1990 Sep;3(3):259-61.
- [Rouvière 1992]
Rouvière H. / Delmas A., Anatomie Humaine ; Descriptive, Topographique et Fonctionnelle. TOME 2 : Tronc. Editeur : MASSON. PARIS 1992.
- [Ruland *et al.*, 1991]
Ruland CM, McAfee PC, Warden KE, Cunningham BW. Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis. *Spine.* 1991 Jun;16(6 Suppl):S270-6.
- [Salanova *et al.*, 2000]
Salanova C, Dubousset J, Moreno P, Boulot J. [Segmental instrumentation in idiopathic scoliosis. Role of the upright frontal plate for determination of the area of fusion]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2000 Sep;86(5):441-51. French.
- [Satake *et al.*, 2005]
Satake K, Lenke LG, Kim YJ, Bridwell KH, Blanke KM, Sides B, Steger-May K. Analysis of the lowest instrumented vertebra following anterior spinal fusion of thoracolumbar/lumbar adolescent idiopathic scoliosis: can we predict postoperative disc wedging ? *Spine.* 2005 Feb 15;30(4):418-26.
- [Sawatzky *et al.*, 1998]
Sawatzky BJ, Tredwell SJ, Jang SB, Black AH. Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 1998 Jan 15;23(2):201-5.
- [Schultz *et al.*, 1973]
Schultz AB, Hirsch C. Mechanical analysis of Harrington rod correction of idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1973 Jul;55(5):983-92.
- [Schultz *et al.*, 1974]
Schultz AB, Hirsch C. Mechanical analysis of techniques for improved correction of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 1974 May;(100):66-73.

- [Sessa & Lascombes 1993]
Sessa s, Lascombes P. [Behaviour of lumbar discs under CDI for thoracic idiopathic scoliosis]. *Rachis*, 1993;5(5):233-240
- [Shea *et al.*, 1998]
Shea KG, Stevens PM, Nelson M, Smith JT, Masters KS, Yandow S. A comparison of manual versus computer-assisted radiographic measurement. Intraobserver measurement variability for Cobb angles. *Spine*. 1998 Mar 1;23(5):551-5.
- [Shufflebarger *et al.*, 1990]
Shufflebarger HL, Clark CE. Fusion levels and hook patterns in thoracic scoliosis with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*. 1990 Sep;15(9):916-20.
- [Shufflebarger *et al.*, 2004]
Shufflebarger HL, Geck MJ, Clark CE. The posterior approach for lumbar and thoracolumbar adolescent idiopathic scoliosis: posterior shortening and pedicle screws. *Spine*. 2004 Feb 1;29(3):269-76; discussion 276.
- [Skalli *et al.*, 1995]
Skalli W, Lavaste F, Descrimes JL. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values ? *Spine* 1995 Mar 1;20(5):546-53.
- [Skalli *et al.*, 2006]
Skalli W, Zeller RD, Miladi L, Bourcureau G, Savidan M, Lavaste F, Dubousset J. Importance of pelvic compensation in posture and motion after posterior spinal fusion using CD instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine*. 2006 May 20;31(12):E359-66.
- [Skinner *et al.*, 1990]
Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R, Chalmers W. Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. *Spine*. 1990 Mar;15(3):195-201.
- [Soucacos *et al.*, 1996]
Soucacos PK, Soucacos PN, Beris AE. Scoliosis elasticity assessed by manual traction: 49 juvenile and adolescent idiopathic cases. *Acta Orthop Scand*. 1996 Apr;67(2):169-72.
- [Steib *et al.*, 1995]
Steib JP, Averous C, Lang G. Traitement chirurgicaux des scolioses par deux techniques de correction différentes. Groupe d'Etude de la Scoliose 26th Annual Meeting, Dijon, France, March 1995.
- [Steib *et al.*, 2002]
Steib JP and Mitulescu A. Apport du cintrage in situ dans la correction des scolioses. In *Encyclopédie Médico-Chirurgicale. Techniques chirurgicales. Orthopédie - Traumatologie*: Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, 2002: Fa 44-194, 8p.
- [Stephens *et al.*, 1996]
Stephens GC, Yoo JU, Wilbur G. Comparison of lumbar sagittal alignment produced by different operative positions. *Spine*. 1996 Aug 1;21(15):1802-6; discussion 1807.
- [Stokes *et al.*, 1990]
Stokes IA, Laible JP. Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. *J Biomech* 1990;23(6):589-95.
- [Stokes *et al.*, 1993]
Stokes IA, Gardner-Morse M. Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine* 1993 Dec;18(16):2457-64.
- [Stokes *et al.*, 1995]
Stokes I, Gardner-Morse M: Simulation of surgical maneuvers with CD Instrumentation. *Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities - M D'Amico, A Merolli, G.C. Santambrogio.*, 1995.

- [Stokes *et al.*, 2001]
Stokes IA, Aronsson DD. Disc and vertebral wedging in patients with progressive scoliosis. *J Spinal Disord.* 2001 Aug;14(4):317-22.
- [Stokes 1994]
Stokes IA. Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine* 1994 Jan 15;19(2):236-48.
- [Subbaraj *et al.*, 1989]
Subbaraj K, Ghista DN, Viviani GR. Presurgical finite element simulation of scoliosis correction. *J Biomed Eng* 1989 Jan;11(1):9-18.
- [Suk *et al.*, 1995]
Suk SI, Lee CK, Kim WJ, Chung YJ, Park YB. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine.* 1995 Jun 15;20(12):1399-405.
- [Szabó *et al.*, 1999]
Szabó B, Királyfalvi G. Linear models of buckling and stress-stiffening, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Volume 171, Issues 1-2, 26 March 1999, Pages 43-59.
- [Takahashi *et al.*, 1997]
Takahashi S, Passuti N, Delecrin J. Interpretation and utility of traction radiography in scoliosis surgery. Analysis of patients treated with Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine.* 1997 Nov 1;22(21):2542-6.
- [Takashima *et al.*, 1979]
Takashima ST, Singh SP, Haderspeck KA, Schultz AB. A model for semi-quantitative studies of muscle actions. *J Biomech.* 1979;12(12):929-39.
- [Tan *et al.*, 1994]
Tan SB, Kozak JA, Dickson JH, Nalty TJ. Effect of operative position on sagittal alignment of the lumbar spine. *Spine.* 1994 Feb 1;19(3):314-8.
- [Tencer *et al.*, 1991]
Tencer AF, Self J, Allen BL Jr, Drummond D. Design and evaluation of a posterior laminar clamp spinal fixation system. *Spine.* 1991 Aug;16(8):910-8.
- [Thompson *et al.*, 1990]
Thompson JP, Transfeldt EE, Bradford DS, Ogilvie JW, Boachie-Adjei O. Decomensation after Cotrel-Dubousset instrumentation of idiopathic scoliosis. *Spine.* 1990 Sep;15(9):927-31.
- [Ugwonali *et al.*, 2004]
Ugwonali OF, Lomas G, Choe JC, Hyman JE, Lee FY, Vitale MG, Roye DP Jr. Effect of bracing on the quality of life of adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J.* 2004 May-Jun;4(3):254-60.
- [Vanderby *et al.*, 1986]
Vanderby R Jr, Daniele M, Patwardhan A, Bunch W. A method for the identification of in vivo segmental stiffness properties of the spine. *J Biomech Eng* 1986 Nov;108(4):312 -6.
- [Vaughan *et al.*, 1996]
Vaughan JJ, Winter RB, Lonstein JE. Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 1996 Nov 1;21(21):2469-73.
- [Vedantam *et al.*, 2000]
Vedantam R, Lenke LG, Bridwell KH, Linville DL. Comparison of push-prone and lateral-bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in thoracolumbar and lumbar scoliotic curves. *Spine.* 2000 Jan;25(1):76-81.
- [Verniest *et al.*, 2002]
Verniest F, Petit Y, Chopin D, Godillon-Maquinghen AP, Cheriet F, Drazetic P, Aubin CE. Biomechanical simulation of Colorado instrumentation of the scoliotic spine: a preliminary study. *Stud Health Technol Inform.* 2002;88:415-8.

- [Viviani *et al.*, 1986]
Viviani GR, Ghista DN, Lozada PJ, Subbaraj K, Barnes G. Biomechanical analysis and simulation of scoliosis surgical correction. *Clin Orthop* 1986 Jul;(208):40-7.
- [Watier 1997]
Watier B. Etude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo. PhD Thesis 1997, Department of Mechanical Engineering, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.
- [Weiss 1995]
Weiss HR. Measurement of vertebral rotation: Perdriolle versus Raimondi. *Eur Spine J.* 1995;4(1):34-8.
- [Willers *et al.*, 1993]
Willers U, Normelli H, Aaro S, Svensson O, Hedlund R. Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Spine.* 1993 Mar 15;18(4):432-5.
- [Wimmer *et al.*, 2001]
Wimmer C, Gluch H, Nogler M, Walochnik N. Treatment of idiopathic scoliosis with CD-instrumentation: lumbar pedicle screws versus laminar hooks in 66 patients. *Acta Orthop Scand.* 2001 Dec;72(6):615-20.
- [Wood *et al.*, 1991]
Wood KB, Transfeldt EE, Ogilvie JW, Schendel MJ, Bradford DS. Rotational changes of the vertebral-pelvic axis following Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine.* 1991 Aug;16(8 Suppl):S404-8.
- [Wood *et al.*, 2000]
Wood KB, Wentorf FA, Ogilvie JW, Kim KT. Torsional rigidity of scoliosis constructs. *Spine.* 2000 Aug 1;25(15):1893-8.
- [Wynarsky *et al.*, 1991]
Wynarsky GT, Schultz AB. Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. *J Biomech.* 1991;24(8):721-32.
- [Yazici *et al.*, 2001]
Yazici M, Acaroglu ER, Alanay A, Deviren V, Cila A, Surat A. Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2001 Mar-Apr;21(2):252-6.
- [Yerby *et al.*, 1997]
Yerby SA, Ehteshami JR, McLain RF. Offset laminar hooks decrease bending moments of pedicle screws during in situ contouring. *Spine.* 1997 Feb 15;22(4):376-81.
- [Yoon *et al.*, 2004]
Yoon S., Hong Seong-Gu, Lee Soon-Bok, Phenomenological description of cyclic deformation using the overlay model, *Materials Science and Engineering A*, Volume 364, Issues 1-2, 15 January 2004, Pages 17-26.
- [Zeller-Dubousset, 1996]
Zeller R, Dubousset J: Comment nous opérons une scoliose de l'adolescent : la nouvelle technique CD Horizon. *Maitrise orthopédique.* 55, 1996
- [Zetterberg *et al.*, 1983]
Zetterberg C, Hansson T, Lindstrom J, Irstam L, Andersson GB. Postural and time-dependent effects on body height and scoliosis angle in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand.* 1983 Dec;54(6):836-40.

PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES

A. PUBLICATIONS A REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE

- 1 - **“Finite Element Simulation of Spinal Deformities Correction by *in situ* Contouring Technique”.**
Dumas R, Lafage V, Lafon Y, Steib JP, Mitton D, Skalli W
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2005 Oct;8(5):331-7.
- 2 - **“Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface”.**
Périé D, Aubin CE, Lacroix M, Lafon Y, Labelle H.
Med Biol Eng Comput. 2004 May ;42(3):339-44

B. COMMUNICATIONS A CONGRES SCIENTIFIQUES INTERNATIONAUX AVEC COMITE DE LECTURE ET ACTES

- 1 - **“Mechanisms of scoliosis surgical correction related to Cotrel-Dubousset and *in situ* Contouring Techniques”.**
Lafon-Jalby Y, Dubousset J, Steib JP, Skalli W.
5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany, July 29th - August 4th, 2006.
- 2 - **“A finite element model of the gleno-humeral joint for the abduction”**
Devun L, Billuart F, Lafon Y, Mitton D, Gagey O, Skalli W.
5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany, July 29th - August 4th, 2006.
- 3 - **“Numerical Analysis of Key Parameters Related to *in situ* Contouring Technique for Scoliosis Surgery”.**
Lafon-Jalby Y, Steib JP, Skalli W.
13th International Meeting on Advanced Spine Techniques, Athens, Greece, July 12nd-15th, 2006.
- 4 - **“*In situ* Contouring Scoliosis Surgery: a Finite Element Analysis of Key Parameters”.**
Lafon-Jalby Y, Steib JP, Skalli W.
6th Biennial Meeting of the International Research Society of Spinal Deformities, Ghent, Belgium, June 21st -24th, 2006.
- 5 - **“Cotrel-Dubousset Scoliosis Surgery: Computer Assisted Surgery Simulation for a Prospective Case”.**
Lafon-Jalby Y, Dubousset J, Skalli W.
6th Biennial Meeting of the International Research Society of Spinal Deformities, Ghent, Belgium, June 21st -24th, 2006.

- 6 - **“Computer Aided Scoliosis Surgery for Two Surgical Corrective Techniques”.**
Lafon-Jalby Y, Dubousset J, Steib JP, Skalli W.
Sixth Annual Conference of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery, Montréal, Québec, Canada, June 21st -24th, 2006.
- 7 - **“Analysis of Key Parameters in *in situ* Contouring Surgery using a Validated Finite Element Model”.**
Lafon-Jalby Y, Steib JP, Lavaste F, Skalli W. *16th Annual Meeting of the European Orthopaedic Research Society, Bologna, Italia, June 7th -8th, 2006.*
- 8 - **“Development of an Experimental Model of Scoliosis Bracing for Validation of a Trunk Finite Element Model”.**
 Ilharreborde, B; Zhao, KD; Boumediene, E; Lafon, Y; Zhao, CF; Mitton, D; Skalli, W; An, KN.
52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Chicago, Illinois, March 19th-22nd, 2006.
- 9 - **“Keys Parameters in CD Surgery Using a Validated Finite Element Model”.**
Lafon-Jalby Y, Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W.
7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE). Publisher: Taylor & Francis, Antibes, France, March 22-25, 2006.
- 10 - **“A finite element model of the gleno-humeral joint for the abduction”.**
 Devun L, Billuart F, Lafon Y, Mitton D, Gagey O, Skalli W.
7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE). Publisher: Taylor & Francis, Antibes, France, March 22-25, 2006.
- 11 - **“A Finite Element Model of the Glenohumeral Joint for the Abduction and Adduction”**
 Devun L, Billuart F, Le Caloch B, Menant C, Lafon Y, Mitton D, Gagey O, Skalli W.
II International Conference on Computational Bioengineering. H. Rodrigues et al. (Eds.), Lisbon, Portugal, September 14-16, 2005
- 12 - **“Effect of Various Surgical CD Strategies Using a Validated Finite Element Model”**
Lafon Y, Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W
International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD) 2004, Vancouver, Canada. University of British Columbia Press ISBN 0-88865-262-3 ; 2004 ; 92:158-161.
- 13 - **“Personalised Biomechanical Modeling of Boston Brace Treatment in Idiopathic Scoliosis”**
 Périé D, Aubin CE, Lacroix M, Lafon Y, Labelle H
International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD) 2002, Montréal, Canada. Stud Health Technol Inform. 2002 ;91:393-6

C. COMMUNICATIONS A CONGRES SCIENTIFIQUES NATIONAUX AVEC COMITE DE LECTURE ET ACTES

- 1 - **“Pre-operative Planning for Scoliosis Surgery Using a Validated Finite Element Personalized Model”**
Lafon Y, Lafage V, Steib JP, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W.
XXIXème Congrès de la Société de Biomécanique 2004, Paris, France.
Journal of Physiology and Biochemistry, vol 112, supp, septembre 2004, p 52.
- 2 - **“Identification of In-Vivo Spinal Stiffness for a Global 3-D Finite Element Model”**
Lafon Y, Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W.
XXVIIIème Congrès de la Société de Biomécanique 2003, Poitiers, France.
Journal of Physiology and Biochemistry, vol 111, supp, septembre 2003, p 64.
- 3 - **« Etude préliminaire de corrélation entre surface extérieure du tronc et structure interne du rachis dans la scoliose de l'enfant »**
Fassier A, Koureas G, Wicart P, Seringe R, Kalifa G, Dubousset J, Kohler R, Garin C, Cottalorda J, Bourcureau G, Lafon-Jalby Y, Skalli W.
6th European Research Conference in Pediatric Orthopaedics (ERCPO), October 5-6th 2006, Toulouse, France.
- 4 - **« Chirurgie de la Scoliose par Cintrage In Situ (CIS) : Analyse 3D par Simulation Numérique »**
Lafon Y, Steib JP, Skalli W.
Groupe d'Etude de la Scoliose 2006, Paris, France.
- 5 - **« L'implant bipédiculaire, Premières poses, Premier Bilan »**
Steib JP, Lafon Y, Dumas R, Bogorin J, Skalli W
Groupe d'Etude de la Scoliose 2003, Strasbourg, France

D. CONFERENCES INVITEES

- 1 - **« Chirurgie rachidienne et simulation numérique »**
Lafon Y, Lafage V, Steib JP, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W.
Journée de l'ISIFC 2004, Besançon, France.