

Titre: Facteurs biomécaniques de risques de la cyphose jonctionnelle
Title: proximale

Auteur: Marco Cammarata
Author:

Date: 2013

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Cammarata, M. (2013). Facteurs biomécaniques de risques de la cyphose
jonctionnelle proximale [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal].
Citation: PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1259/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/1259/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Carl-Éric Aubin, Xiaoyu Wang, & Jean-Marc Mac-Thiong
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

FACTEURS BIOMÉCANIQUES DE RISQUES DE LA
CYPHOSE JONCTIONNELLE PROXIMALE

MARCO CAMMARATA

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
DÉCEMBRE 2013

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

FACTEURS BIOMÉCANIQUES DE RISQUES DE LA
CYPHOSE JONCTIONNELLE PROXIMALE

présenté par : CAMMARATA Marco

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

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

M. RAISON Maxime, Doct., président

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

M. WANG Xiaoyu, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

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

M. PETIT Yvan, Ph.D., membre

DÉDICACE

A Sergio

REMERCIEMENTS

J'aimerais ici exprimer ma sincère gratitude et mes remerciements pour un parcours d'études et de vie heureux à travers l'ensemble du projet de maîtrise.

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Professeur Carl-Éric Aubin, de m'avoir offert l'énorme possibilité de travailler au sein de sa Chaire de recherche industrielle CRSNG-Medtronic et de m'avoir soutenu dans mon projet. Je me souviendrai avec grand plaisir de lui comme étant un grand leader et un excellent ingénieur dont je pourrai m'inspirer avec profit pour l'avenir.

Je tiens également à remercier mes codirecteurs de recherche : le Dr. Jean-Marc Mac-Thiong qui m'a donné des conseils très utiles par rapport aux aspects cliniques de ce projet de maîtrise ; le chercheur Xiaoyu Wang pour sa disponibilité, pour sa remarquable sympathie et pour m'avoir particulièrement sensibilisé au pragmatisme.

J'aimerais aussi remercier le CRSNG et Medtronic pour avoir financé ce projet de maîtrise qui a été réalisé dans le cadre de la Chaire de recherche industrielle CRSNG-Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale. Dans ce contexte, nous avons reçu plusieurs rétroactions très constructives de la part du personnel de Medtronic pour bonifier le projet, dont en particulier M. John Coleman Ph.D. et Jeremy Rawlinson Ph.D.

De plus, je tiens à remercier sincèrement le Président du jury, le Professeur Maxime Raison, et le membre du jury externe, le Professeur Yvan Petit, pour avoir accepté de lire ce mémoire en manifestant à nouveau leur gentillesse et leur disponibilité. Je remercie également Mme Julie Joncas, Mme Louisane Dupré et M. Philippe Labelle pour avoir contribué à la réalisation des premières étapes de ce projet. Je remercie le professeur Tomaso Villa du *Politecnico di Milano* pour avoir gentiment accepté d'être mon *Relatore di Tesi*.

Je désire exprimer également ma reconnaissance à toutes les personnes avec qui j'ai interagi dans ces dernières années et qui ont contribué de diverses manières à m'améliorer : les Professeurs, les amis, les collègues, les colocataires et toutes les personnes que j'ai connues en Italie puis en Belgique et au Canada. Un remerciement particulier pour les collègues de l'« équipe modélisation multicorps » (Frédérique Desrochers-Perrault, Franck Le Naveaux et Laure Boyer),

pour les ingénieurs Nicola Lopomo et Simone Bignozzi (mes premiers mentors dans le contexte biomédical et amis sincères) et pour le Professeur Luigi Bordonaro (*deus ex machina* de ma formation littéraire). Loin d'être le moins important, l'ingénieur Hervé Gagnon et le très sympathique Juan Felipe Henao avec qui j'ai respectivement abordé divers sujets et discuté de football (sujet rarement abordé dans une école polytechnique canadienne !)

Ensuite, un remerciement pour ce qui est le plus important à mes yeux, ma famille : mes grand-mères pour leur affection perpétuelle, Maman et Papa pour m'avoir enseigné et donné *tout*, Tatiana pour m'avoir énormément aidé dans la correction de ce mémoire, Andrea et Flavia pour leur soutien et pour m'avoir donné la joie de devenir l'oncle de Gabriele. À lui, je dédie le premier prix Roger Simoneau qui m'a été remis justement le jour de sa naissance à l'occasion de la 43e réunion annuelle de la SSQ - Société de la scoliose du Québec.

Pour conclure, un remerciement spécial à la personne qui, plus que les autres et sans aucun doute, a déterminé mon heureuse destinée, la personne sans laquelle *rien* ne se serait certainement arrivé. La personne à qui je dois tout et qui a, jour après jour, été un repère absolu : mon frère Sergio.

Merci ! Merci infiniment de tout mon cœur !

RÉSUMÉ

Les déformations rachidiennes telles que la scoliose sont des pathologies du système musculo-squelettique qui nécessitent un traitement chirurgical d'instrumentation dans les cas de courbures pathologiques sévères (angle de Cobb $> 40^\circ$ pour les cas de scoliose) (Weinstein 2001; Morcuende and Weinstein 2003). Cette intervention d'instrumentation consiste à fixer des implants sur les vertèbres et redresser le rachis à l'aide de tiges métalliques, ce qui mène à la fusion permanente du rachis. Bien que ce traitement permette une correction efficace des courbures pathologiques du rachis (Weinstein 2001), la survenue de complications postopératoires peut parfois entraîner une révision de l'instrumentation. La première cause de révision est la cyphose jonctionnelle proximale (CJP) (Schairer, Carrer et al. 2013), avec une prévalence entre 20% et 43% (Yang and Chen 2003; Yagi, King et al. 2012). La CJP se manifeste comme une hypercyphose des vertèbres adjacentes au-dessus de l'instrumentation. Plusieurs études rétrospectives ont été réalisées afin d'en identifier les causes. Les facteurs de risque associés à la survenue et à la progression de la CJP incluent la dissection proximale des tissus mous postérieurs, la dégénérescence de la capsule articulaire, l'équilibre sagittal pré- et postopératoire, la thoracoplastie, la qualité osseuse, l'obésité et la raideur de l'instrumentation (Glattes, Bridwell et al. 2005; Kim, Bridwell et al. 2005; DeWald and Stanley 2006; Kim, Lenke et al. 2007; Yagi, King et al. 2012). Ainsi, on rapporte que la CJP pourrait être associée au nombre de vertèbres instrumentées, au type d'implant proximal ou de manière plus générale à la configuration de l'instrumentation au niveau de la vertèbre proximale instrumentée. Les pathomécanismes de la CJP demeurent toutefois encore controversés. En effet, les conclusions rapportées dans la littérature sont parfois contradictoires et n'arrivent pas à isoler l'effet spécifique d'une variable donnée par rapport à la CJP. En outre, aucune étude biomécanique n'a rapporté l'impact biomécanique de différentes variables de la chirurgie rachidienne sur les indices géométrico-mécaniques reliés à la CJP.

L'objectif de ce projet de maîtrise a donc été de développer un modèle biomécanique de la chirurgie d'instrumentation afin d'analyser et comprendre les pathomécanismes postopératoires du segment jonctionnel proximal du rachis. Six variables chirurgicales pouvant augmenter potentiellement le risque de survenue de la CJP ont ainsi été analysées.

Pour atteindre cet objectif, un modèle multicorps a été développé et validé pour simuler numériquement les instrumentations chirurgicales de six patients adultes atteints de CJP. Pour chaque cas, la géométrie tridimensionnelle du rachis a été reconstruite à partir des deux radiographies calibrées biplanaires préopératoires. Dans ces modèles, chaque vertèbre est considérée comme un corps rigide et elle est connectée aux niveaux adjacents par des joints flexibles intervertébraux dont la raideur a été obtenue de la littérature et ensuite personnalisée pour le patient donné. La raideur de connexion entre les implants et l'os a été modélisée en utilisant les données obtenues *in vitro*. Concernant les conditions limites du modèle, au niveau proximal on a ajouté des ressorts qui modélisent l'action des muscles extenseurs tandis que le bassin a été fixé. Les modèles préopératoires ainsi développés ont été validés en comparant les résultats chirurgicaux réels avec les résultats obtenus en simulant les procédures exécutées pour chaque patient. Pour chaque cas, 384 simulations supplémentaires ont ensuite été effectuées pour étudier l'influence de six facteurs biomécaniques sur la CJP. On a testé quatre différentes procédures de résection et de dissection proximale, trois types d'implants utilisés sur la vertèbre proximale instrumentée, quatre courbures sagittales préopératoires des tiges, deux diamètres proximaux des tiges, deux niveaux choisis comme étant la vertèbre proximale instrumentée ainsi que deux différents équilibres sagittaux postopératoires. Quatre variables biomécaniques de réponse concernant le segment jonctionnel proximal du rachis ont été analysées : l'angle jonctionnel proximal, la cyphose thoracique T4-T12, ainsi que la force et le moment fléchissant résultant sur le segment jonctionnel proximal.

La simulation de la facetectomie bilatérale complète, de la résection des ligaments supra- et interépineux, et de leur combinaison a augmenté l'angle jonctionnel proximal (respectivement de 8%, 23% et 42%), la cyphose thoracique (3%, 8% et 15%) ainsi que la force (6%, 15% et 28%) et le moment de flexion (11%, 31% et 58%) résultant sur le segment jonctionnel proximal. Comparée aux vis pédiculaires, l'insertion de crochets transverses au niveau de la vertèbre supérieure instrumentée a réduit la cyphose thoracique de 8% et les trois autres indices géométrico-mécaniques d'environ 25%. L'utilisation de tiges avec un diamètre proximal réduit de 5.5 à 4 mm a diminué l'angle jonctionnel proximal (5%), la force (5%) et le moment de flexion proximal (6%), tandis qu'elle a augmenté légèrement la cyphose thoracique (1%). L'augmentation de la courbure sagittale de la tige de 10° à 20°, 30° et 40° a augmenté l'angle

jonctionnel proximal (de 5%, 10% et 16%), la cyphose thoracique (9%, 18% et 27%) ainsi que la force (4%, 9% et 13%) et le moment de flexion proximaux (7%, 14% et 21%). En instrumentant le rachis proximal un niveau de moins que celui choisi lors de la chirurgie, ceci a augmenté l'angle jonctionnel proximal (18%), la cyphose thoracique (9%), la force (16%) et le moment de flexion proximaux (25%). Finalement, par rapport à l'équilibre sagittal postopératoire réel, une balance postérieure de 20 mm a augmenté l'angle jonctionnel proximal (16%), la cyphose thoracique (8%) ainsi que la force (37%) et le moment de flexion proximaux (22%).

On peut alors conclure que la préservation des éléments ostéo-ligamentaires sus-jacents à l'instrumentation, l'utilisation de crochets transverses sur la vertèbre proximale instrumentée, la diminution de la courbure sagittale préopératoire des tiges, la réduction du diamètre proximal des tiges, la translation antérieure de l'équilibre sagittal suite à la chirurgie et l'extension proximale de l'instrumentation ont diminué significativement les quatre indices biomécaniques reliés aux pathomécanismes du segment jonctionnel proximal (valeur-p de l'ANOVA < 0.05). Les connaissances acquises par cette recherche ont donc aidé à mieux comprendre les facteurs biomécaniques de risques de la CJP. En perspective, un affinement ultérieur du modèle biomécanique permettrait d'évaluer les risques associés à différentes stratégies chirurgicales par rapport à d'autres problèmes de défaillances jonctionnelles proximales (*Proximal Junctional Failure*).

Mots-clés : cyphose jonctionnelle proximale, scoliose de l'adulte, simulation chirurgicale, modélisation biomécanique, déformations rachidiennes.

ABSTRACT

Spinal deformities such as scoliosis are a group of musculoskeletal disorders requiring surgical instrumentation in cases of severe pathological curvatures (e.g. Cobb angle $> 40^\circ$ for scoliosis) (Weinstein 2001; Morcuende and Weinstein 2003). Spinal instrumentation is a surgical procedure that stabilizes the spine and fuses vertebrae with implanted devices, such as metallic rods, screws and hooks. Although this treatment allows effective correction of pathological spinal curvatures (Weinstein 2001), the occurrence of postoperative complications can sometimes lead to a revision of the instrumentation. The first cause of revision surgery is the proximal junctional kyphosis (PJK) (Schairer, Carrer et al. 2013), having a prevalence between 20% and 43% (Yang and Chen 2003; Yagi, King et al. 2012). PJK appears as a hyperkyphosis of non instrumented proximal vertebrae. Several retrospective studies have been conducted to identify its causes. Risk factors related to PJK occurrence and progression include the proximal dissection of the posterior soft tissues, the joint capsule degeneration, the pre- and postoperative sagittal balance, the thoracoplasty, the bone quality, the obesity and the stiffness of the instrumentation (Glattes, Bridwell et al. 2005; Kim, Bridwell et al. 2005; DeWald and Stanley 2006; Kim, Lenke et al. 2007; Yagi, King et al. 2012). It is also reported that PJK could be associated to the number of instrumented vertebrae, the type of proximal implant or the construct configuration at upper instrumented vertebra. However, pathomechanisms of PJK are still controversial because findings reported in the literature are sometimes contradictory and not able to isolate the effect of a specific variable on PJK. In addition, no computational study has reported the impact of several surgical variables on biomechanical indices related to PJK.

The objective of this Master project was therefore to develop a biomechanical model of spinal instrumentation in order to analyze and better understand the postoperative pathomechanisms of proximal junctional spinal segment. Six surgical variables potentially increasing the risk for PJK occurrence have been analyzed.

In order to achieve this objective, a multibody model was developed and validated to computationally simulate surgical instrumentations of six adult patients affected by PJK. For each case, the spinal tridimensional geometry was reconstructed using two calibrated preoperative radiographs (postero-anterior and lateral). In these models, each vertebra was

considered as a rigid body and was connected to the adjacent levels by intervertebral flexible joints whose stiffness was obtained from the literature and then customized for each patient. The stiffness of implant-bone connection was modeled using data from an in vitro study. Regarding the boundary conditions of the model, proximal springs have been included in order to simulate the extensor muscles while the pelvis was fixed. Preoperative models developed in this manner were validated by comparing postoperative radiographic outcomes with postoperative outcomes simulated for each patient-specific surgery. For each case, 384 additional simulations were then performed to investigate the influence of six biomechanical factors on PJK.

We tested four different procedures of proximal resection and dissection, three types of implants at upper instrumented vertebra, four sagittal preoperative rod curvatures, two proximal rod diameters, two levels selected as upper instrumented vertebra and two postoperative sagittal balances. Four biomechanical response variables regarding the proximal junctional spinal segment were analyzed: the proximal junctional angle, the thoracic kyphosis T4-T12, as well as the force and the bending moment resulting on the proximal junctional spinal segment.

Simulation of bilateral complete facetectomy, posterior supraspinous and interspinous ligaments dissections and their combination increased the proximal junctional angle (by 8%, 23% and 42%, respectively), the thoracic kyphosis (3%, 8% and 15%) as well as the flexion force (6%, 15% and 28%) and moment (11%, 31% and 58%) acting on the proximal junctional spinal segment. Compared with screws, the use of transverse process hooks at upper instrumented vertebra decreased the thoracic kyphosis by 8% and the other three biomechanical indices by about 25%. The use of rods with proximal diameter reduced from 5.5 mm to 4 mm decreased the proximal junctional angles (5%), the flexion force (5%) and moment (6%), while it slightly increased thoracic kyphosis (1%). Increasing sagittal rod curvature from 10° to 20°, 30° and 40° increased the proximal junctional angle (by 5%, 10% and 16%), the thoracic kyphosis (9%, 18% and 27%) as well the flexion force (4%, 9% and 13%) and moment (7%, 14% and 21%). By instrumenting the proximal spine one level lower than that selected at surgery, it increased the proximal junctional angle (18%), the thoracic kyphosis (9%), the flexion force (16%) and moment (25%). Lastly, compared to the real postoperative sagittal balance, a posterior balance of 20 mm increased the proximal junctional angle (16%), the thoracic kyphosis (8%), as well as the flexion force (37%) and moment (22%).

In conclusion, preserving posterior intervertebral elements above the instrumentation, the use of transverse process hooks at upper instrumented vertebra, reducing the sagittal preoperative rod curvature, the use of tapered transition rods, an anterior translation of the sagittal balance following surgery and the proximal extension of the instrumentation significantly decreased the four biomechanical indices related to the pathomechanisms of proximal junctional spinal segment (ANOVA p-value < 0.05). Knowledge acquired by this research has therefore helped to better understand the biomechanical risk factors for PJK. In perspective, further refining of the biomechanical model would allow to assess the risks for other proximal junctional complications such as Proximal Junctional Failure.

Keywords: proximal junctional kyphosis, adult scoliosis, surgical simulation, biomechanical modeling, spinal deformities.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT	IX
TABLE DES MATIÈRES	XII
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES.....	XVI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIX
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	3
1.1 Repères anatomiques.....	3
1.2 Anatomie descriptive du rachis sain.....	5
1.2.1 La colonne vertébrale.....	5
1.2.2 L'articulation intervertébrale	10
1.3 Pathologies du rachis.....	11
1.3.1 Les déformations rachidiennes	12
1.3.2 Les traitements chirurgicaux.....	15
1.3.3 Les complications postopératoires.....	20
1.3.4 Cyphose jonctionnelle proximale	21
1.3.4.1 Généralités	21
1.3.4.2 Facteurs de risque de la CJP	24
1.4 Modélisation biomécanique de la colonne vertébrale et de l'instrumentation chirurgicale.....	27

1.4.1 Modèles éléments finis	27
1.4.2 Modèles multicorps.....	29
CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET	33
Objectif général	33
Objectif technologique	34
Objectif spécifique #1.....	34
Objectif spécifique #2.....	35
CHAPITRE 3 BIOMÉCANIQUE DE LA CYPHOSE JONCTIONNELLE PROXIMALE.....	36
3.1 Présentation de l'article.....	36
3.2 Article scientifique : « Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical instrumentation variables »	36
3.2.1 Structured abstract	36
3.2.2 Key Words	37
3.2.3 Key Points.....	37
3.2.4 Mini abstract/précis.....	38
3.2.5 Introduction.....	38
3.2.6 Materials and methods	39
3.2.6.1 Patient data.....	39
3.2.6.2 Biomechanical modeling of patient-specific spinal instrumentation.....	40
3.2.6.3 Modeling and simulation of instrumentation procedures	41
3.2.6.4 Comprehensive analysis of instrumentation variables involved in PJK.....	42
3.2.7 Results.....	43
3.2.7.1 Sensitivity analysis.....	45
3.2.8 Discussion.....	49

3.2.9 Conclusion	50
3.2.10 References	50
3.3 Aspects méthodologiques et résultats complémentaires	55
3.3.1 Détails sur le modèle biomécanique	55
3.3.1.1 Personnalisation géométrique du modèle pour un patient donné	57
3.3.1.2 Personnalisation mécanique à l'aide du test d'inflexion latérale	60
3.3.1.3 Modélisation mécanique de l'instrumentation	62
3.3.1.4 Modélisation des dissections proximales	63
3.3.2 Variables indépendantes complémentaires	64
3.3.3 Résultats de l'étude de sensibilité	65
CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE	70
4.1 Interprétation biomécanique des résultats	70
CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	76
RÉFÉRENCES	78
ANNEXES	87

LISTE DES TABLEAUX

Table 3.1 – Gravitational properties at each vertebral level	41
Table 3.2 – Demographic, geometric and surgical data at preoperative and postoperative stages, and from the simulation results. (B: bilateral; L: left; LL: lumbar lordosis; MAS: multiaxial angle screw; MC: major curve; PH: pedicle hook; PJ: proximal junctional; TK: thoracic kyphosis; TPH: transverse process hook).	44
Table 3.3 – Resulting average and standard deviation of each biomechanical index for the six cases. Positive moments indicate that they act in the forward bending direction. (PJ: proximal junctional; SD: standard deviation; TK: thoracic kyphosis; UIV: upper instrumented vertebra).....	45
Table 3.4 – Changes in biomechanical indices for each patient. Positive moments indicate that they act in the forward bending direction. (NS: signifies that the independent instrumentation variable is not statistically correlated ($p > 0.05$); max: maximum; min: minimum; PJ: proximal junctional; SD: standard deviation; TK: thoracic kyphosis; UIV: upper instrumented vertebra).	48
Tableau 3.5 – Moyenne, écart type et plage (min-max) de chaque indice biomécanique postopératoire pour les simulations des six cas. Les moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion (JP : jonctionnel proximal ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).	65
Tableau 3.6 – Réponses des indices géométrico-mécaniques dépendants (moyenne \pm écart type [min, max]). Des moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion. (NS signifie que la variable chirurgicale testée n'est pas statistiquement significative ($p > 0.05$) ; JP : jonctionnel proximal ; max : maximum ; min : minimum ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).	69

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 – Plans et axes de référence globale relatifs au corps humain en position debout (X : axe sagittal ; Y : axe transverse et Z : axe longitudinal).....	4
Figure 1.2 – Mouvements de la colonne vertébrale.	5
Figure 1.3 – Anatomie dans les plans sagittal et frontal du rachis sain et identification des vertèbres et des courbures naturelles (a : lordose cervicale ; b : cyphose thoracique ; c : lordose lombaire ; d : cyphose sacro-coccygienne).....	7
Figure 1.4 – Représentation tridimensionnelle et schématique de la structure d’une vertèbre.....	8
Figure 1.5 – Anatomie du bassin.....	9
Figure 1.6 – Anatomie de la cage thoracique.....	10
Figure 1.7 – Articulation intervertébrale (Wikimedia Commons, image libre de droits d’auteur).	11
Figure 1.8 – Morphologie du rachis scoliotique dans les plans frontal, sagittal et transverse.....	13
Figure 1.9 – Déformations rachidiennes locales. À gauche les déformations costales. À droite le phénomène de cunéiformisation des vertèbres.....	14
Figure 1.10 – Méthodes de mesure des déformations scoliotiques frontales par l’angle de Cobb et l’angle de Ferguson.	16
Figure 1.11 – Implants vertébraux. (a : crochets transverses ; b : vis pédiculaires monoaxiales ; c : vis pédiculaires multiaxiales).	18
Figure 1.12 – Exposition chirurgicale des points d'ancrage des vis pédiculaires par facetectomie.	20
Figure 1.13 – Angle de cyphose jonctionnelle proximale (JP). (a : condition préopératoire ; b : apparition postopératoire de la CJP ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).....	23
Figure 3.1 – Typical results for one case (#2): a) proximal junctional angle, b) thoracic kyphosis, c) flexion moment on UIV+1, and d) posteriorly directed force on the proximal spinal end with respect to: i) the proximal junctional dissection procedure (FSU: functional spinal unit;	

BCF: bilateral complete facetectomy; PLD: posterior ligaments dissection; and combined BCF and PLD), ii) the implant type at the UIV (FAS: fixed angle screw; MAS: multiaxial angle screw; TPH: transverse process hook), iii) the rod curvature, iv) the proximal transition rod diameter. Positive moments indicate that they act in the forward bending direction. All instrumentation variables are statistically significant at a p-value of 0.05. (PJ: proximal junctional; UIV: upper instrumented vertebra).47

Figure 3.2 – Système de référence vertébrale et convention de signes utilisés.57

Figure 3.3 – Modèle biomécanique de la colonne vertébrale. La géométrie 3D a été reconstruite à partir de deux radiographies préopératoires. Les conditions limites ont été réalisées par l'intermédiaire de trois ressorts au niveau proximal et par une liaison de type encastrement sur le bassin.58

Figure 3.4 – Logiciel en langage MATLAB développé pour reconstruire le profil géométrique tridimensionnel de chaque tige.....60

Figure 3.5 – Exemple des radiographies utilisées pour la personnalisation de la raideur rachidienne par le test d'inflexion latérale. (a : flexion latérale gauche ; b : position debout ; c : flexion latérale droite ; en bleu la région thoraco-lombaire/lombaire -TL/L-, en rouge la région thoracique intermédiaire -MT-, et en vert la région thoracique proximale -PT).61

Figure 3.6 – Résultats typiques de l'étude (cas #2). En ordonnée : a) angle jonctionnel proximal, b) cyphose thoracique, c) moment de flexion sur VPI+1 et d) force antéropostérieure résultante sur le segment rachidien proximal. En abscisse : i) procédure de dissection proximale jonctionnelle (URI : unité rachidienne intacte ; FBC : facetectomie bilatérale complète ; DLP : dissection des ligaments postérieurs ; FBC + DLP), ii) type d'implant sur la VPI (VMA : vis multiaxiale ; VMO : vis monoaxiale ; CPT : crochet transverse), iii) courbure sagittale préopératoire des tiges, iv) diamètre proximal des tiges, v) niveau de la VPI et vi) équilibre sagittal postopératoire (déplacement de T1 par rapport à la droite sacrale médiale verticale). Des moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion. Toutes les variables indépendantes sont statistiquement significatives ($p < 0.05$). (JP : jonctionnel proximal ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).68

Figure 4.1 – Effet isolé de la dissection proximale sur la biomécanique proximale de la colonne vertébrale. Suite exclusivement à la dissection proximale, le rachis est déplacé vers l'arrière ce qui réduit la force antéropostérieure résultante proximale pour le maintien de l'équilibre postural. Ceci contribue plus à l'augmentation de l'angle jonctionnel proximal...72

Figure 4.2 – Effet de l'équilibre sagittal sur la biomécanique proximale de la colonne vertébrale. La translation en arrière de l'équilibre sagittal T1-S1 entraîne un déplacement postérieur du rachis qui réduit la force antéropostérieure résultante proximale pour le maintien de l'équilibre postural. Puisque cette force génère un moment d'extension proximal, alors la translation en arrière de l'équilibre sagittal contribue plus à l'augmentation de l'angle jonctionnel proximal.73

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

%	Pourcentage
°	Degré
2D	Bidimensionnel(le)
3D	Tridimensionnel(le)
AIS	<i>Adolescent Idiopathic Scoliosis</i> (scoliose idiopathique de l'adolescent)
ANOVA	<i>Analyses Of Variance</i> (analyse de la variance)
BCF	<i>Bilateral Complete Facetectomy</i> (facetectomie bilatérale complète)
C1	Première vertèbre du segment cervical
CDH	Cotrel Dubousset Horizon
CJP	Cyphose Jonctionnelle Proximale
CRSNG	Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada
DLP	Dissection des Ligaments Postérieurs supraépineux et interépineux
E	Module de Young
ÉF	Éléments Finis
F	Vecteur des forces et des moments d'essais mécaniques intervertébraux
FAS	<i>Fixed Angle Screw</i> (vis monoaxiale)
FBC	Facetectomie Bilatérale Complète
FFD	<i>Free Form Deformation</i> (modélisation en forme libre)
FSU	<i>Functional Spinal Unit</i> (unité rachidienne intacte)
GPa	Gigapascal
GUIDE	<i>Graphical User Interface Development Environment</i>
JP	Jonctionnel(le) Proximal(e)

K	Matrice de raideur intervertébrale moyenne
K_{DLP}	Matrice de raideur pour simuler la Dissection des Ligaments Postérieurs
K_{FBC}	Matrice de raideur pour simuler la Facetectomie Bilatérale Complète
K_{FBC+DLP}	Matrice de raideur pour simuler la FBC et la DLP
K_r	Matrice de raideur pour une région rachidienne donnée
L	<i>Left</i> (gauche)
L	Longueur des segments composant les tiges
L1	Première vertèbre du segment lombaire
LL	<i>Lumbar Lordosis</i> (lordose lombaire)
MAS	<i>Multiaxial Angle Screw</i> (vis multiaxiale)
MC	<i>Major Curve</i> (courbure majeure)
mm	Millimètre
MT	<i>Main Thoracic</i> (thoracique principal(e))
N	Newton
NIAMS	<i>National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases</i>
Nm	Newton-mètre
NS	<i>Not Significant</i> (non statistiquement significatif(-ve))
NURBS	<i>Non-Uniform Rational Basis Splines</i> (courbes B-spline)
Ø	Diamètre
PH	<i>Pedicle Hook</i> (crochet pédiculaire)
PJ	<i>Proximal Junctional</i> (jonctionnel(le) proximal(e))
PJF	<i>Proximal Junctional Failure</i>
PJK	<i>Proximal Junctional Kyphosis</i> (cyphose jonctionnelle proximale)

PJSS	<i>Proximal Junctional Spinal Segment</i> (segment rachidien jonctionnel proximal)
PLD	<i>Posterior supraspinous and interspinous Ligaments Dissection</i> (dissection des ligaments postérieurs supraépineux et interépineux)
p_{MT}	Facteur de personnalisation de la matrice de raideur intervertébrale pour la région thoracique principale
p_{PT}	Facteur de personnalisation de la matrice de raideur intervertébrale pour la région thoracique proximale
PT	<i>Proximal Thoracic</i> (thoracique proximal(e))
$p_{TL/L}$	Facteur de personnalisation de la matrice de raideur intervertébrale pour la région thoraco-lombaire/lombaire
r	Indice se référant à une région rachidienne
rep.	Repère
S1	Première vertèbre du sacrum
S3	<i>Spine Surgery Simulator</i>
SD	<i>Standard Deviation</i> (écart type)
SIA	Scoliose Idiopathique de l'Adolescent
T1	Première vertèbre du segment thoracique
TK	<i>Thoracic Kyphosis</i> (cyphose thoracique)
TL/L	<i>Thoracolumbar/Lumbar</i> (thoraco-lombaire/lombaire)
TPH	<i>Transverse Process Hook</i> (crochet pour processus transverse)
UIV	<i>Upper Instrumented Vertebra</i> (vertèbre proximale instrumentée)
UIV+1	Première vertèbre proximale non instrumentée
UIV+2	Deuxième vertèbre proximale non instrumentée
VMA	Vis Multiaxiale

VMO	Vis Monoaxiale
VPI	Vertèbre Proximale Instrumentée
VPI+1	Première vertèbre proximale non instrumentée
X	Axe sagittal
x	Degré de liberté existant entre deux vertèbres adjacentes
Y	Axe transverse
Z	Axe longitudinal
ν	Coefficient de Poisson

INTRODUCTION

Les déformations rachidiennes sont des troubles du système musculo-squelettique se traduisant par des modifications de la forme globale du rachis et des altérations des structures vertébrales. La scoliose est par exemple une déformation tridimensionnelle complexe qui nécessite un traitement chirurgical d'instrumentation dans les cas de courbures pathologiques sévères (angle de Cobb $> 40^\circ$) (Weinstein 2001; Morcuende and Weinstein 2003). Une telle intervention consiste à fixer des implants et des tiges métalliques sur les vertèbres du patient afin de corriger les courbures pathologiques dans les trois plans anatomiques et d'obtenir une fusion osseuse du segment rachidien ainsi instrumenté (Weinstein 2001). Bien que ce type de traitement médical soit efficace, parfois une révision chirurgicale est nécessaire en raison de la survenue de complications postopératoires symptomatiques. Parmi celles-ci, il y a la cyphose jonctionnelle proximale (CJP) qui se manifeste comme une hypercyphose des vertèbres proximale adjacentes à l'instrumentation. Compte tenu de la prévalence entre 20% et 43% (Yang and Chen 2003; Yagi, King et al. 2012) et de l'impact clinique de cet effet secondaire à la chirurgie d'instrumentation (Schairer, Carrer et al. 2013), plusieurs études ont cherché à identifier les facteurs de risque associés à sa survenue et à sa progression. Ces études, toutefois, n'arrivent pas à isoler l'effet d'une variable donnée sur les conditions biomécaniques liées à la CJP, et leurs conclusions sont parfois controversées et contradictoires. Le projet de recherche de ce mémoire de maîtrise vise à modéliser et comprendre les pathomécanismes postopératoires du segment jonctionnel proximal du rachis, et en particulier d'analyser la biomécanique des variables chirurgicales pouvant réduire le risque de survenue de la CJP.

Le chapitre 1 est consacré à une revue de connaissances qui vise à définir le cadre scientifique du projet de recherche. Ainsi, les concepts qui y sont introduits faciliteront la compréhension de la méthodologie exposée dans les chapitres suivants. Premièrement, on aborde l'anatomie ostéo-ligamentaire de la colonne vertébrale en se focalisant sur le rachis et sur l'articulation intervertébrale. Deuxièmement, on présente les caractéristiques des déformations rachidiennes et on y décrit les techniques de correction chirurgicale. On introduit alors les complications de l'instrumentation rachidienne et on discute de façon particulière de la CJP. Dernièrement, une

revue des techniques de modélisation biomécanique de la colonne vertébrale et de l'instrumentation chirurgicale est présentée.

Le chapitre 2 se concentre sur la formulation des objectifs de recherche et des hypothèses scientifiques établis dans le cadre du projet.

Le chapitre 3 constitue le cœur du mémoire et y rapporte un article scientifique soumis à la revue *Spine*. Cet article présente une synthèse des aspects méthodologiques et les principaux résultats et discussion de l'étude. Étant donné que cet article a été rédigé avec une importante connotation clinico-orthopédique, la seconde partie du chapitre 3 présente une analyse biomécanique plus détaillée ainsi que des aspects méthodologiques et techniques complémentaires. Premièrement, on décrit les aspects techniques concernant la mise en œuvre du modèle biomécanique de la chirurgie par instrumentation vertébrale. On présente ensuite deux variables indépendantes complémentaires au plan d'expériences présenté dans l'article en permettant ainsi de répondre de façon plus complète aux objectifs de recherche. Enfin, les résultats correspondants sont présentés.

Le chapitre 4 présente une discussion générale portant sur une interprétation originale des résultats et une analyse des limites et de l'impact des simplifications et approximations mécanico-structurelles employées dans ce projet de recherche. Ce chapitre présente aussi une discussion sur l'atteinte des objectifs de recherche.

Enfin, le dernier chapitre présente les conclusions de cette étude, les perspectives et des recommandations.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Repères anatomiques

Afin de déterminer d'un point de vue spatiale les différentes parties du corps humain et d'étudier leurs aspects de nature mécanique, on se référera dans ce mémoire aux plans et axes de référence suivants (figure 1.1) (Iannotti and Parker 2013) :

- Les plans sagittaux qui correspondent aux plans verticaux orientés en direction antéropostérieure ; le plan sagittal médian est celui de symétrie droite/gauche ;
- Les plans frontaux qui correspondent aux plans verticaux perpendiculaires aux précédents ; le plan frontal médian est celui divisant le corps en deux parties de masse égale : la face ventrale et la face dorsale ;
- Les plans transverses qui correspondent aux plans perpendiculaires aux deux précédents ; ils coupent le corps horizontalement en une partie crâniale et une partie caudale ;
- L'axe sagittal (X) défini par l'intersection des plans sagittaux et transverses ; il est dirigé dans le sens dorso-ventral ;
- L'axe transverse (Y) défini par l'intersection des plans frontaux et transverses ; il est dirigé vers la gauche ;
- L'axe longitudinal (Z) défini par l'intersection des plans sagittaux et frontaux ; il est dirigé dans le sens caudo-crânial.

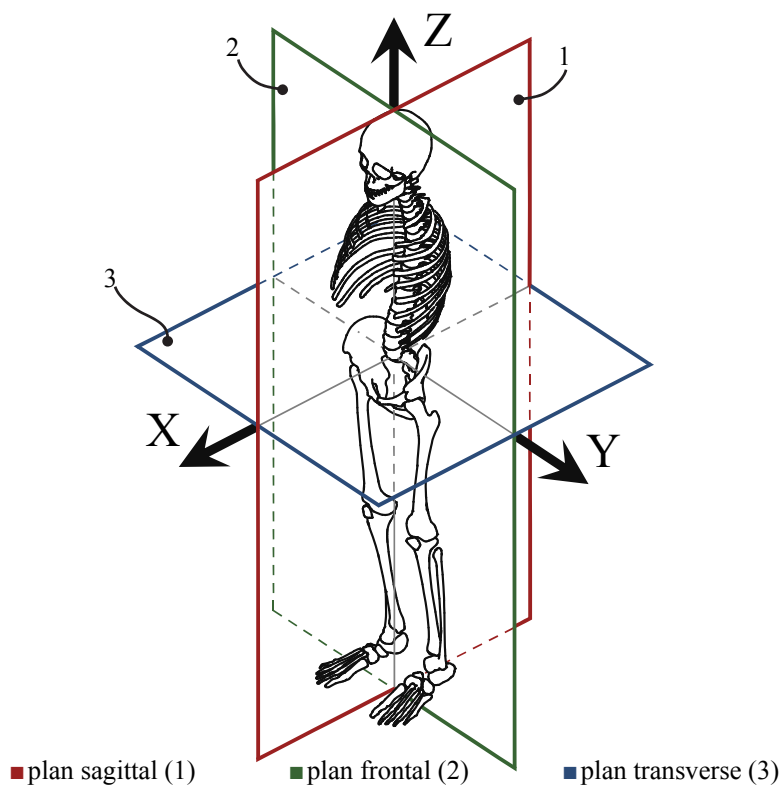


Figure 1.1 – Plans et axes de référence globale relatifs au corps humain en position debout (X : axe sagittal ; Y : axe transverse et Z : axe longitudinal).

De plus, concernant les mouvements possibles de la colonne vertébrale (figure 1.2), on distingue :

- Le mouvement sagittal de flexion-extension qui est la rotation du tronc par rapport à l'axe transverse et qui peut se produire en direction ventrale (flexion) ou dorsale (extension) ;
- Le mouvement frontal d'inflexion latérale droite ou gauche qui est la rotation du tronc par rapport à l'axe sagittal ;
- Le mouvement transverse de rotation droite ou gauche qui est la torsion du tronc par rapport à l'axe longitudinal.

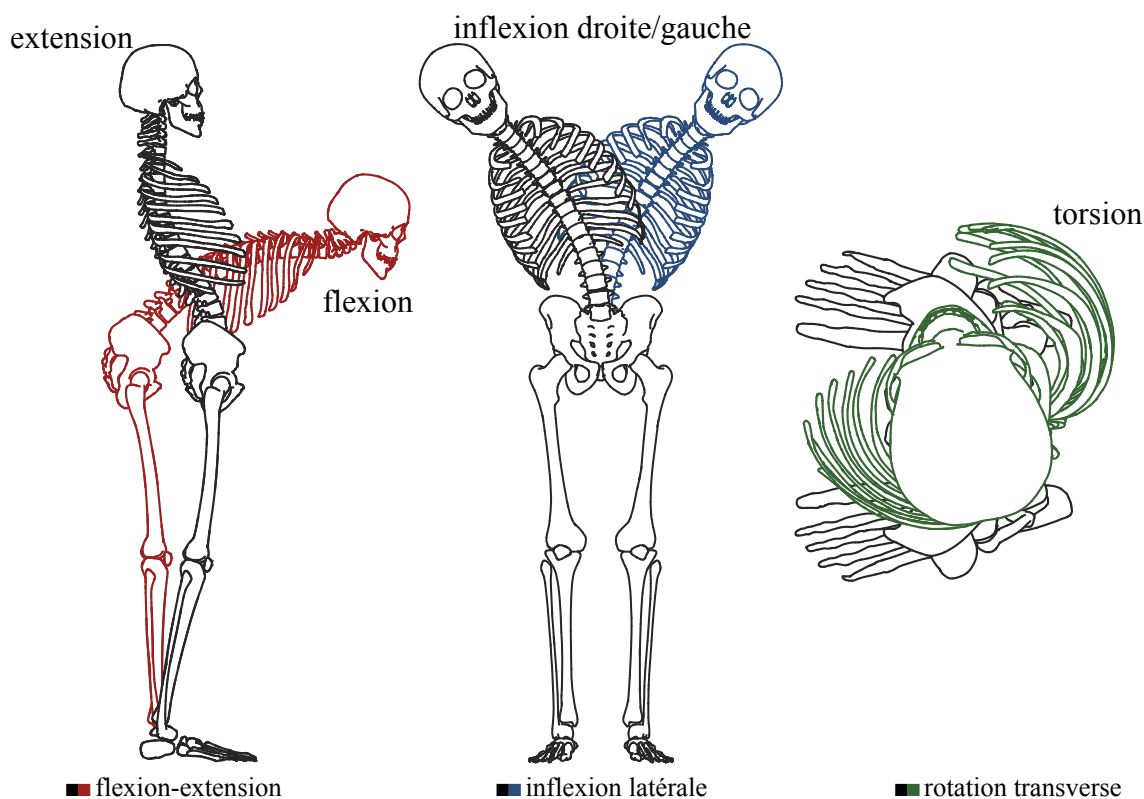


Figure 1.2 – Mouvements de la colonne vertébrale.

1.2 Anatomie descriptive du rachis sain

1.2.1 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale (figure 1.3), ou rachis, est un enchainement multiarticulé flexible constitué de plusieurs éléments osseux. Elle est une succession de vingt-quatre vertèbres mobiles et d'une sous-structure fixe constituée de vertèbres soudées. Du haut vers le bas le rachis peut se subdiviser en cinq segments :

- Le segment cervical, composé de sept vertèbres mobiles numérotées en sens descendant de C1 à C7 ;
- Le segment thoracique, composé de douze vertèbres mobiles numérotées en sens descendant de T1 à T12 ;
- Le segment lombaire, composé de cinq vertèbres mobiles numérotées en sens descendant

de L1 à L5 ;

- Le sacrum, composé de cinq vertèbres sacrées, généralement soudées en un bloc, numérotées en sens descendant de S1 à S5 ;
- Le coccyx, constitué de la soudure de quatre à six vertèbres atrophiées appelées vertèbres coccygiennes.

Dans le plan frontal, la colonne est rectiligne et médiane, tandis que dans le plan sagittal, la colonne présente des courbures selon la séquence suivante : proximale, il y a une lordose cervicale (concavité dorsale) suivie, en direction distale, d'une cyphose thoracique (convexité dorsale), puis d'une lordose lombaire (concavité dorsale) et d'une concavité ventrale au niveau du sacrum.

En raison de sa nature ostéo-articulaire et de ses caractéristiques morphologiques, la colonne vertébrale sert à maintenir un équilibre stable et énergétiquement avantageux par (1) le maintien du centre de masse corporel au-dessus du polygone de sustentation et (2) par la fixation de nombreux muscles posturaux et locomoteurs. De plus, le rachis protège la moelle épinière qui se situe dans le canal vertébral.

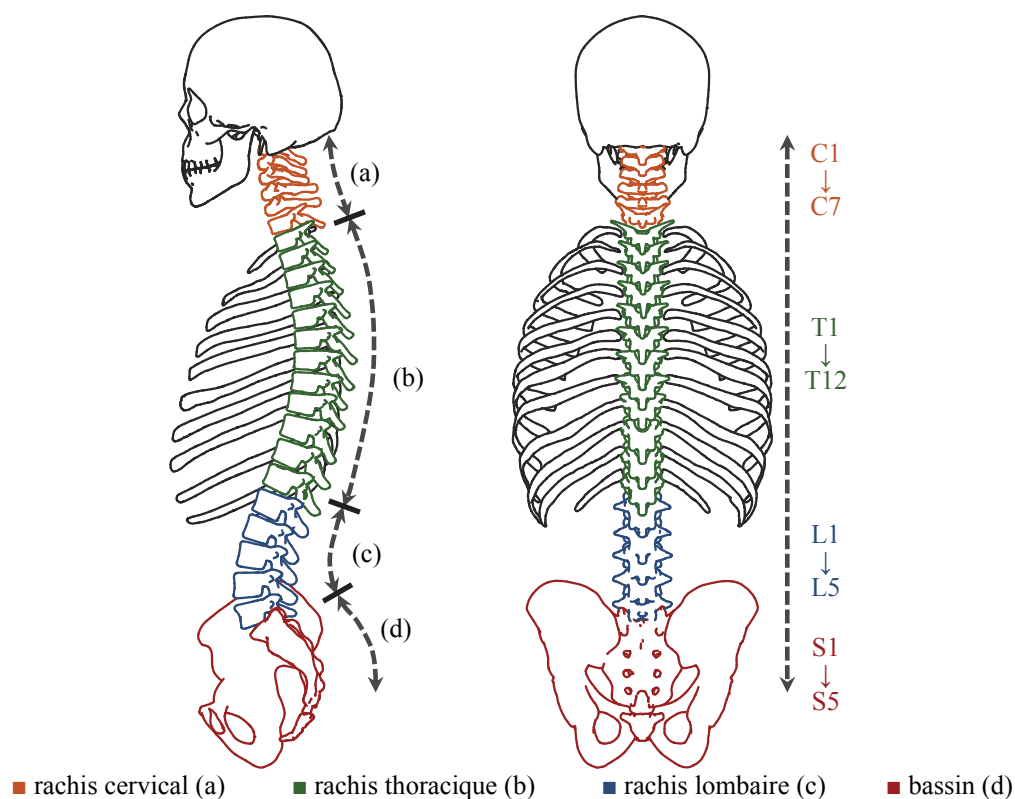


Figure 1.3 – Anatomie dans les plans sagittal et frontal du rachis sain et identification des vertèbres et des courbures naturelles (a : lordose cervicale ; b : cyphose thoracique ; c : lordose lombaire ; d : cyphose sacro-coccygienne).

Les vertèbres ont une anatomie relativement complexe adaptée aux fonctions rachidiennes et sont facilement distinguables sur les images radiologiques.

Bien que l'anatomie spécifique des vertèbres diffère selon le niveau considéré, exception faite de l'atlas et de l'axis du segment cervical ainsi que du sacrum et du coccyx, l'architecture de base des vertèbres est invariable : elle est composée du corps vertébral et de l'arc neural postérieur (figure 1.4).

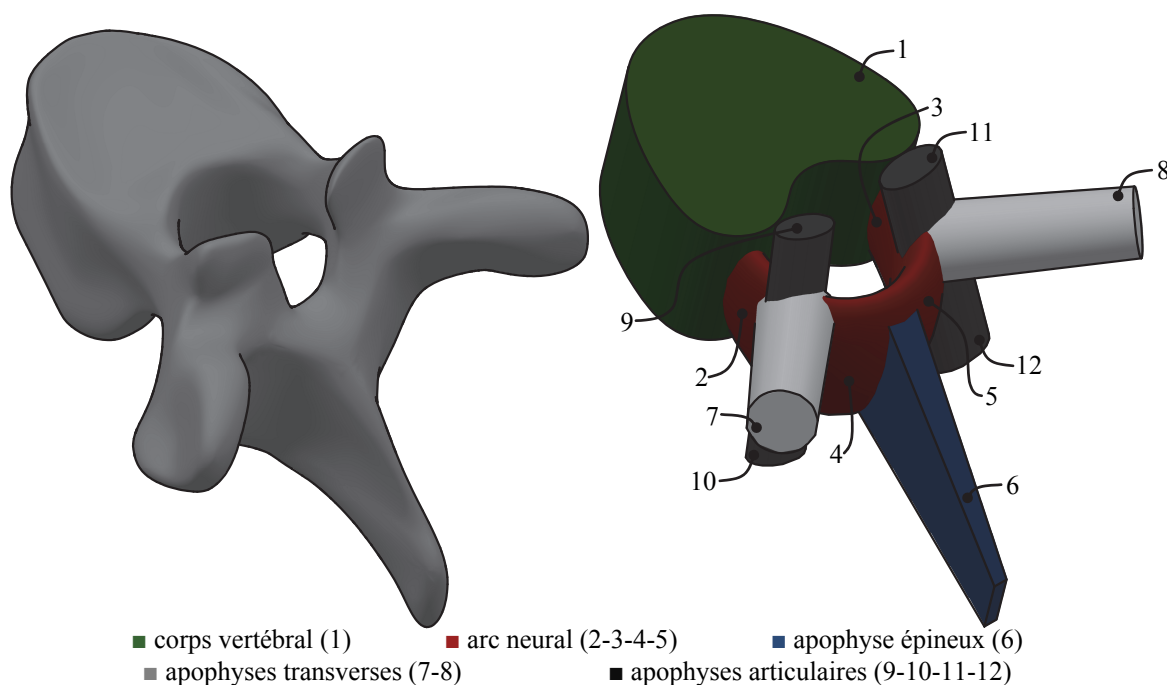


Figure 1.4 – Représentation tridimensionnelle et schématique de la structure d'une vertèbre.

Le corps vertébral (1) est un bloc d'os spongieux recouvert d'une couche rigide d'os cortical. Il est positionné antérieurement et ses surfaces supérieure et inférieure sont délimitées par des plateaux cartilagineux. L'arc neural est positionné postérieurement, protège la moelle épinière et est formé par les pédicules (2-3) et les lames vertébrales (4-5). De cet arc débutent l'apophyse épineuse (6), deux apophyses transverses (7-8) et quatre apophyses articulaires qui s'agencent avec les apophyses articulaires des vertèbres adjacentes par l'intermédiaire des articulations facettaires (9-10-11-12).

Le bassin, ou vertèbre pelvienne, est une structure osseuse de jonction entre le rachis et les membres inférieurs. De forme annulaire fermée (figure 1.5), le bassin est constitué de quatre composants osseux : le sacrum (1), le coccyx (2) et les os iliaques gauche (3) et droit (4), et qui sont reliés entre eux par la symphyse pubienne antérieure (5) et par les articulations sacro-iliaques postérieures. Le sacrum et le coccyx correspondent respectivement à la fusion des cinq vertèbres sacrées et à la fusion de quatre à six vertèbres coccygiennes. L'os iliaque est subdivisible en trois segments : le segment supérieur (l'aile iliaque), le segment moyen (portant la

cavité articulaire cotyloïdienne) et le segment inférieur (pourtour osseux du trou obturateur).

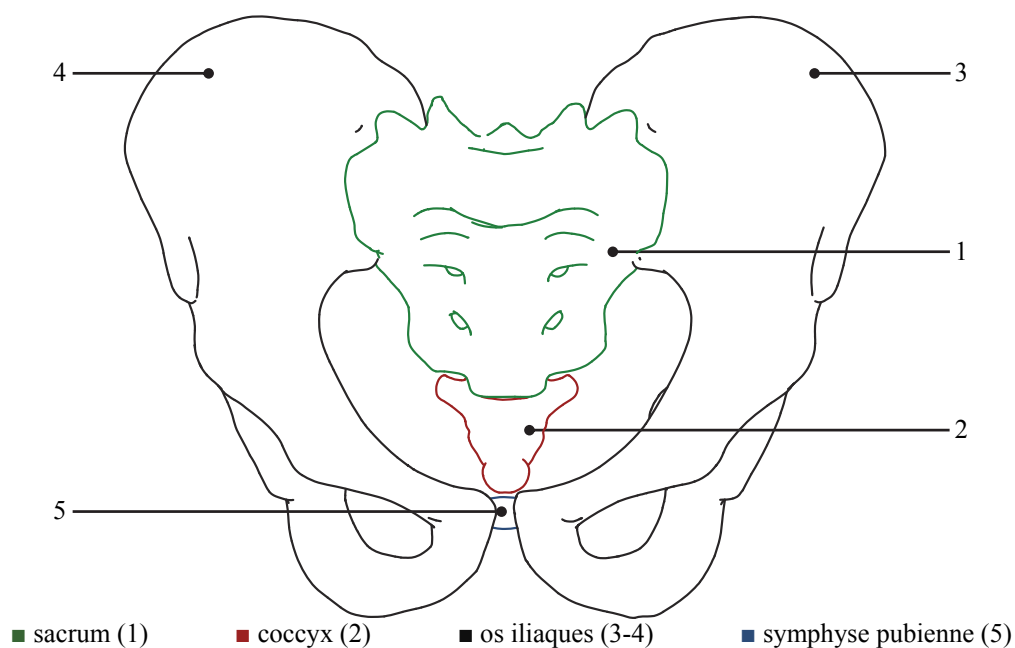


Figure 1.5 – Anatomie du bassin.

La cage thoracique est une structure osseuse tronco-conique positionnée entre le rachis cervical et le rachis lombaire (figure 1.6). Elle est composée du rachis thoracique (1), des côtes (2), des cartilages costaux (3), du sternum (4) et des fausses côtes (5). Ses principaux rôles sont de protéger les structures viscérales telles que le cœur et les poumons, de soutenir l'activité respiratoire et de stabiliser le rachis. En raison de sa géométrie particulière et de ses interactions avec les structures musculaires qui lui sont adjacentes, la cage thoracique a pour effet de stabiliser et rigidifier le segment rachidien thoracique.

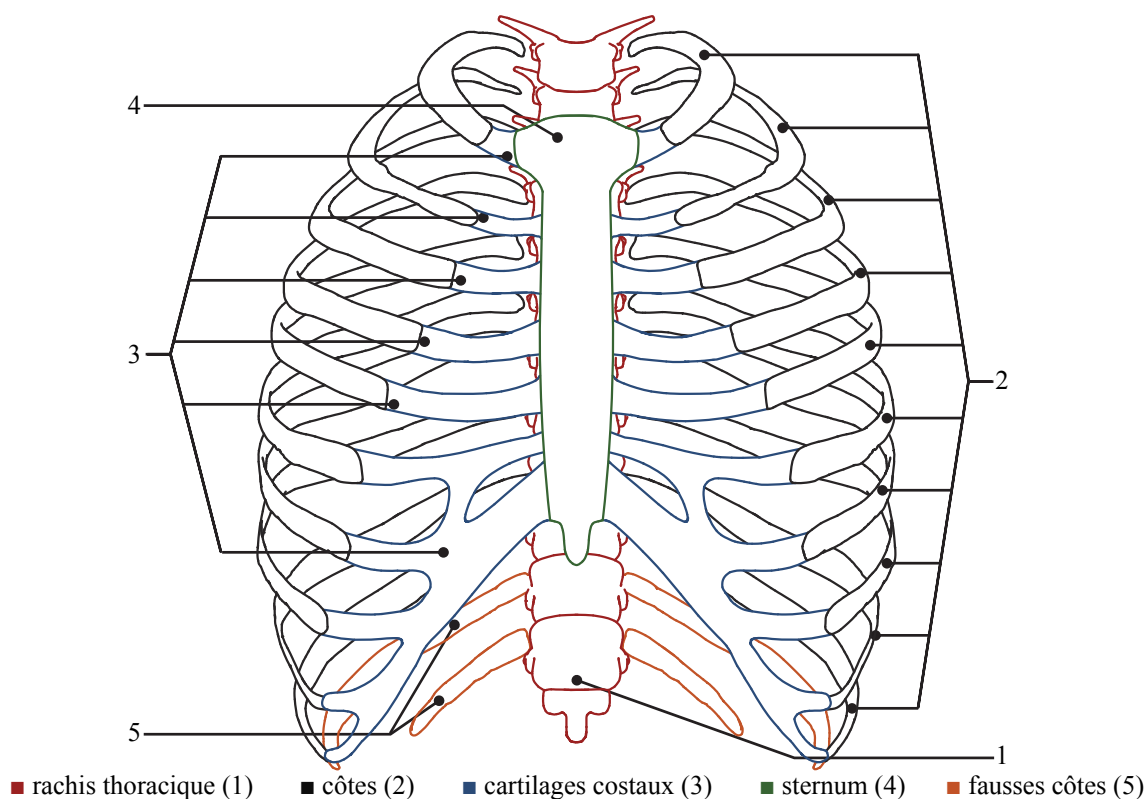


Figure 1.6 – Anatomie de la cage thoracique.

1.2.2 L'articulation intervertébrale

Les composants osseux du rachis s'articulent entre eux par l'intermédiaire de structures tissulaires complexes concourant de différentes manières aux mouvements fonctionnels et aux déformations rachidiennes.

L'articulation entre deux vertèbres contiguës (figure 1.7) est composée :

- Du disque intervertébral qui correspond à 25% de la longueur du rachis mobile. Le rapport entre l'épaisseur du disque intervertébral et l'épaisseur de la vertèbre adjacente supérieur décroît de l'atlas cervical jusqu'à la cinquième ou sixième vertèbre thoracique, tandis qu'il augmente par la suite (Kapandji 1972). Chaque disque possède une structure fibro-cartilagineuse en forme de lentille biconvexe et est composé du nucleus pulposus (repère 1) à l'intérieur et de l'anneau fibreux à l'extérieur (rep. 2).

- Des articulations facettaires (rep. 3) en forme de gouttière plane aux niveaux cervical et thoracique et en position verticale au niveau lombaire. Leurs capsules articulaires sont positionnées à l'interface entre les facettes contiguës de deux vertèbres adjacentes afin de les relier.
- Des ligaments intervertébraux. Les ligaments intervertébraux longitudinaux antérieurs et postérieurs (rep. 4 et 5) joignent respectivement les surfaces antérieure et postérieure des corps vertébraux (rep. 6 et 7) et se fixent sur les disques intervertébraux. Le ligament jaune ou flavum (rep. 8) unit les lames (rep. 9 et 10) et contribue à la protection de la moelle épinière. Les ligaments supra- et interépineux (rep. 11 et 12) relient les apophyses épineuses entre elles (rep. 13 et 14). Les ligaments intertransversaires relient les apophyses transverses.

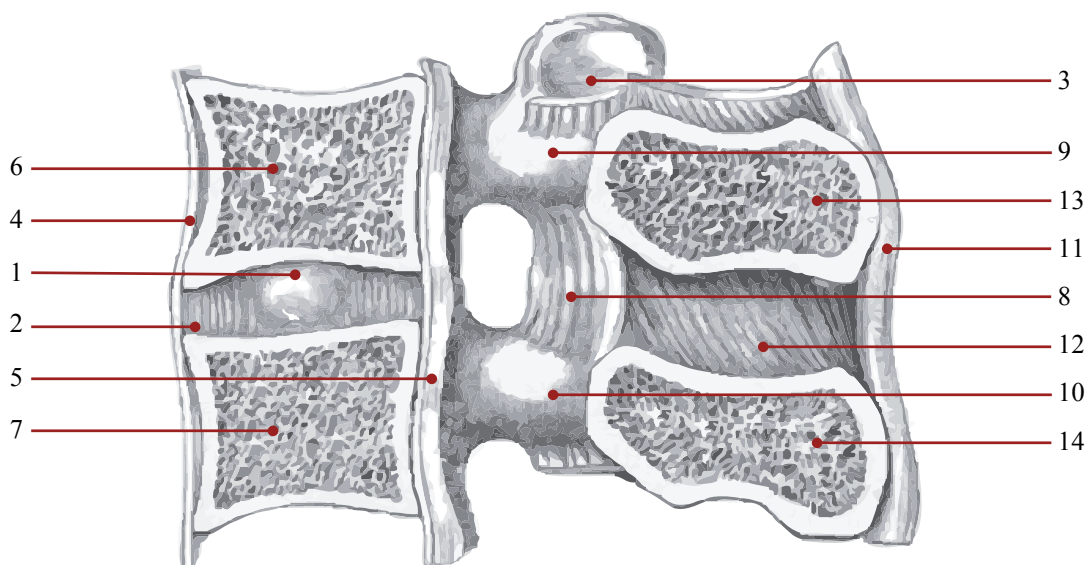


Figure 1.7 – Articulation intervertébrale (Wikimedia Commons, image libre de droits d'auteur).

1.3 Pathologies du rachis

La colonne vertébrale peut être atteinte par des déformations pathologiques pouvant être sans cause reconnue ou causées par des laxités ligamentaires, par une posture habituellement mauvaise, par des maladies congénitales, par des traumatismes ou par des spasmes des muscles du tronc. La pathologie résultante de ces déformations anormales peut se manifester dans le plan

sagittal uniquement (c'est-à-dire la cyphose et la lordose) ou dans les trois plans anatomiques (c'est-à-dire la scoliose).

Dans les paragraphes suivants, on abordera les pathologies de la colonne vertébrale en mettant l'accent sur la description de la scoliose. Cette présentation sera suivie d'une description des traitements médicaux de cette pathologie et des complications spécifiques à la correction chirurgicale par instrumentation rachidienne.

1.3.1 Les déformations rachidiennes

« 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 1998).

La scoliose est donc une déformation tridimensionnelle (3D) complexe de la colonne vertébrale se traduisant par des modifications de l'équilibre postural global, du profil rachidien, de la cage thoracique et par des déformations locales des éléments composant le tronc (les vertèbres, les disques, le système ligamentaire, les côtes).

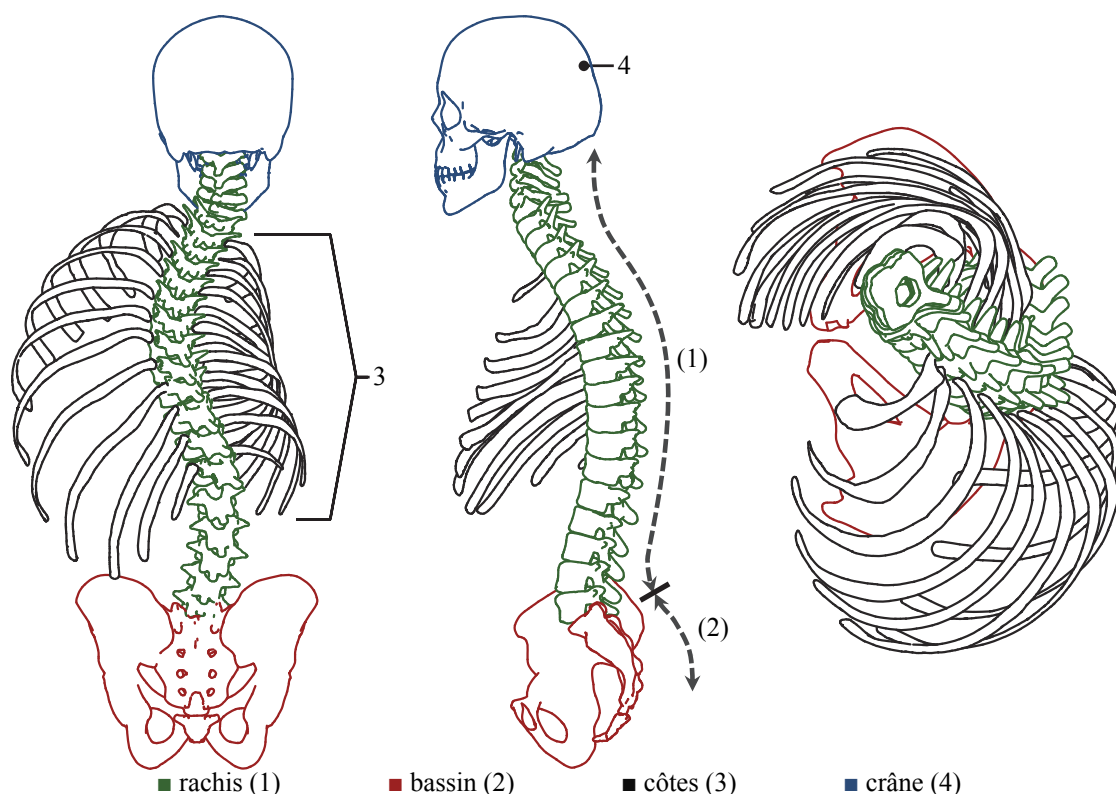


Figure 1.8 – Morphologie du rachis scoliotique dans les plans frontal, sagittal et transverse.

La déformation scoliotique peut être analysée en fonction de ses trois composantes (figure 1.8). Dans le plan frontal, le rachis scoliotique n'est plus rectiligne mais forme une ou plusieurs courbures « majeures » entraînant par conséquent des courbures « compensatoires » ayant pour effet de minimiser le déséquilibre postural. Ces courbures sont dites « fonctionnelles » si elles sont réductibles ou « structurales » dans le cas contraire. Elles sont classifiées en fonction des vertèbres concernées comme étant cervico-thoraciques, thoraciques, thoraco-lombaires ou lombaires. Dans le plan sagittal, la cyphose et la lordose peuvent être soit accentuées (tel est le cas de l'hypercyphose ou de l'hyperlordose) soit atténuées (tel est le cas du dos plat). Concernant la nomenclature vertébrale, sur chacune des courbures frontales, la vertèbre la plus latéralisée est appelée « vertèbre apicale » ou « sommet » alors que dans les plans sagittaux et frontaux, les vertèbres correspondantes aux points d'inflexion de la courbe rachidienne sont appelées « limites ». L'apparition de ces courbures pathologiques cause une déviation de la vertèbre T1 qui peut soit affecter l'équilibre global sagittal (déplacement antéropostérieur de T1), soit

comporter le « déjettement » dans le plan frontal (déviation latérale droite/gauche de T1). À ces courbures pathologiques se superpose une déformation en torsion causée par des rotations vertébrales vues dans le plan transverse dites « axiales » parce qu'elles se produisent autour de l'axe perpendiculaire aux plateaux vertébraux.

Bien que les déformations scoliotiques soient généralement examinées d'une manière globale, une attention doit également être apportée aux modifications structurelles des différents éléments constitutifs du tronc, tels que les vertèbres et les côtes (Perdriolle 1979; Rainaut 1994). Les pièces latéralisées subissent des pressions asymétriques qui peuvent entraîner une gibbosité des côtes et une cunéiformisation des vertèbres. De manière plus précise, on vérifie la croissance du corps vertébral au niveau de son côté mécaniquement le plus sollicité en compression (la concavité de la courbure) et sa résorption au niveau de son côté le moins sollicité (la convexité de la courbure). Pour la même raison, les vertèbres scoliotiques présentent une asymétrie au niveau des pédicules et des apophyses transverses ainsi qu'une déviation de l'apophyse postérieure (figure 1.9).

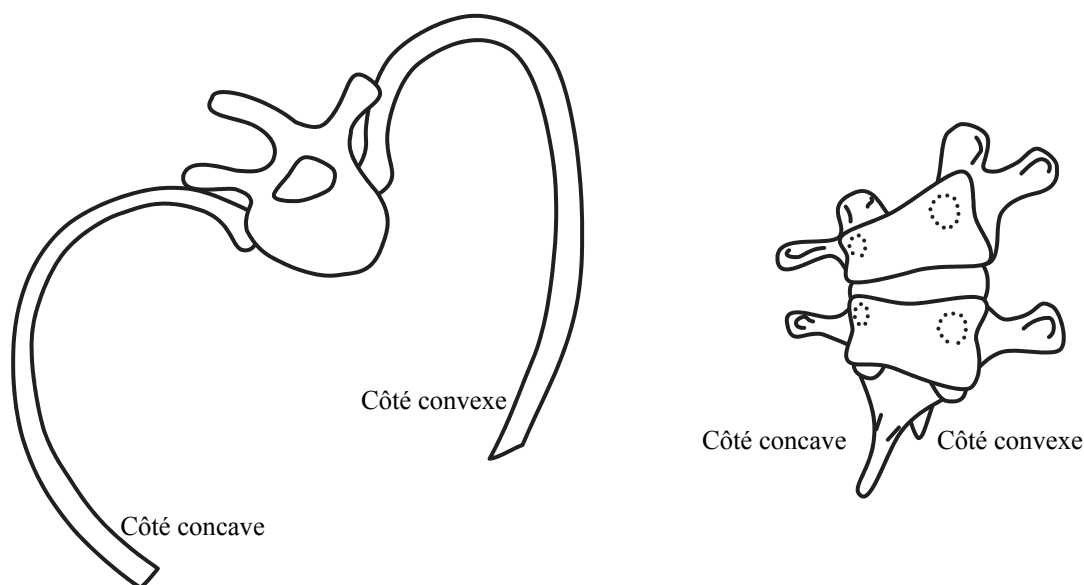


Figure 1.9 – Déformations rachidiennes locales. À gauche les déformations costales. À droite le phénomène de cunéiformisation des vertèbres.

Quoique l'origine de certaines formes de scoliose soit connue (ex. : pour les scolioses neurologique, congénitale, dégénérative de l'adulte ou secondaire), à l'heure actuelle les

mécanismes conduisant à cette pathologie restent essentiellement inconnus. Le terme « idiopathique » est donc utilisé afin de se référer à un type de scoliose dont les causes sont indéfinies. Cette forme de scoliose représente 70 à 85% des cas totaux (Stagnara 1985; (NIAMS) 2008) au sein desquels environ 80% concernent le cas de scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA).

Touchant majoritairement les filles pour les évolutifs (80-90% des cas) (Rogala, Drummond et al. 1978; Stagnara 1985; Roach 1999), sa prévalence dans la population totale est d'environ 2-3% (Stagnara 1985; Morcuende and Weinstein 2003) et moins de 10% des cas identifiés nécessitent un traitement actif (Rogala, Drummond et al. 1978; Morcuende and Weinstein 2003).

1.3.2 Les traitements chirurgicaux

La principale conséquence des déformations scoliotiques légères est souvent d'ordre esthétique et psychologique. Cependant, les déformations plus sévères peuvent parfois causer l'apparition de douleurs chroniques au dos, d'insuffisances respiratoires ou cardiaques, ainsi que la diminution des capacités déambulatoires du patient. Dans ce cas, l'évaluation clinique du degré de sévérité de la scoliose s'impose et donc une analyse détaillée des images radiographiques frontales est effectuée (figure 1.10). La principale mesure de la déformation est l'angle de Cobb qui est défini par les lignes des plateaux vertébraux supérieur et inférieur des deux vertèbres limites (Cobb 1960). L'angle de Ferguson est mesuré entre les droites qui passent par les vertèbres limites d'une courbure et qui se croisent dans la vertèbre apicale.

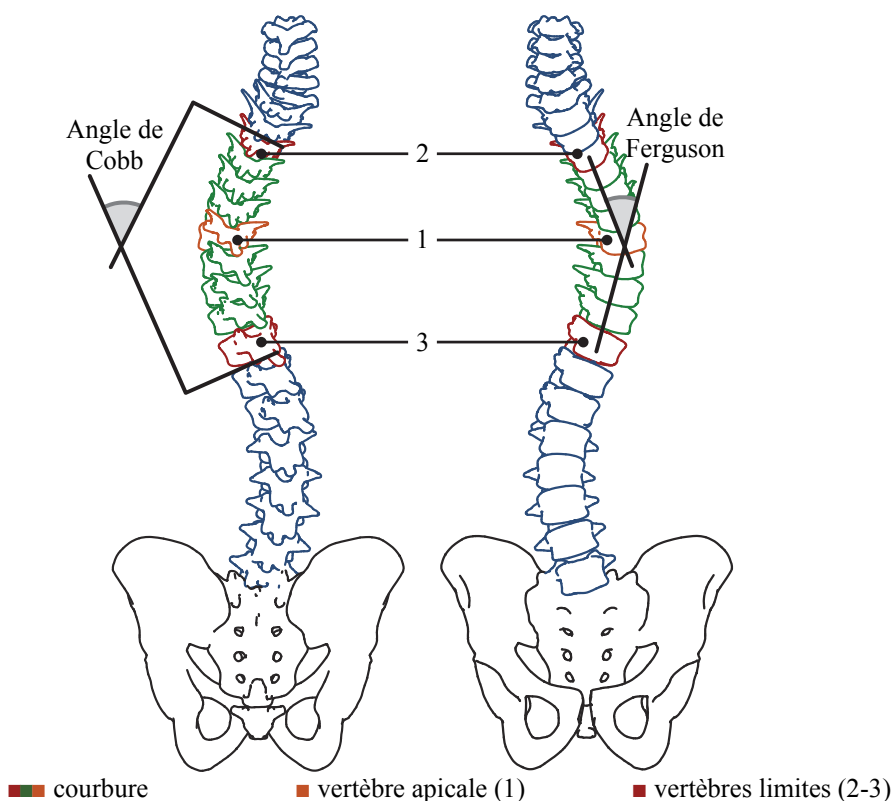


Figure 1.10 – Méthodes de mesure des déformations scoliotiques frontales par l'angle de Cobb et l'angle de Ferguson.

Bien que la mesure de l'angle de Cobb soit biaisée par le fait qu'elle est obtenue en projetant une déformation 3D sur un plan bidimensionnel, des études ont montré la fiabilité de cet indice géométrique (Greenspan, Pugh et al. 1978; Robinson and Wade 1983; Carman, Browne et al. 1990; Morrissy, Goldsmith et al. 1990; Stokes, Aronson et al. 1993; Diab, Sevastik et al. 1995). Étant facilement mesurable, l'angle de Cobb est devenu *de facto* la norme dans l'évaluation clinique de la scoliose.

Dépendamment de la gravité de la déformation rachidienne et en tenant compte de l'âge du patient (maturité osseuse) et du type de courbure, les orthopédistes peuvent adopter différentes approches correctives mécaniques de la scoliose. Pour un patient en phase de croissance présentant une courbure entre 20° et 40°, le port d'un corset s'avère nécessaire afin d'arrêter la progression des déformations pathologiques. Si la courbure dépasse les 40-45° (50° et plus pour un sujet ayant atteint la maturité osseuse), on traite le patient chirurgicalement, c'est-à-dire en instrumentant directement et de manière permanente la colonne vertébrale (Morcuende and

Weinstein 2003).

Une des techniques les plus souvent utilisées pour les traitements chirurgicaux de la scoliose est l'instrumentation rachidienne par approche postérieure avec fusion vertébrale (Maruyama and Takeshita 2008). Elle est réalisée par l'insertion d'implants dans les vertèbres et par leur fixation successive à des tiges métalliques dûment cintrées. Ce traitement chirurgical vise à réaligner les vertèbres selon une conformation qui est la plus similaire possible à la conformation physiologique et à restaurer l'équilibre de la colonne vertébrale tout en préservant le plus possible la mobilité rachidienne.

Au fil des dernières décennies, les techniques de correction chirurgicale ont évolué en passant de l'instrumentation de Harrington (une tige du côté concave de la déformation afin d'accomplir la distraction des vertèbres extrêmes) (Harrington 1962) aux techniques multisegmentaires modernes.

Le premier système multisegmentaire a été celui de Luque (Luque 1982) qui a utilisé deux tiges ancrées adéquatement au rachis à l'aide de fils métalliques sublaminaires. Ensuite en 1983, Cotrel et Dubousset ont utilisé pour la première fois une technique de correction multisegmentaire 3D caractérisée par la présence dans le protocole chirurgical d'une manœuvre de rotation de la tige concave (Cotrel, Dubousset et al. 1988; Dubousset and Cotrel 1991). Cette première génération de systèmes d'instrumentation Cotrel-Dubousset repose sur l'utilisation de crochets et de deux tiges fixées par l'intermédiaire de dispositifs transverses de traction. Cette technique a été à la base des systèmes d'instrumentation successifs et des manœuvres chirurgicales correspondantes. Parmi ces techniques, la procédure de cintrage *in situ* adaptée à la scoliose par Steib (Steib, Averous et al. 1995) a été particulièrement innovante.

Une partie essentielle du projet présenté dans ce mémoire consiste à la modélisation et la simulation de la chirurgie par approche postérieure avec une instrumentation moderne dérivée de la technique Cotrel-Dubousset. En général, l'instrumentation rachidienne par approche postérieure comporte les étapes peropératoires suivantes : 1) positionnement et insertion des implants ; 2) cintrage et insertion de la première tige ; 3) manœuvres correctives ; 4) insertion de la seconde tige ; 5) éventuelles manœuvres correctives additionnelles ; 6) rigidification finale de l'instrumentation par l'utilisation d'écrous de serrage et par l'éventuelle installation de dispositifs

de fixation transverse.

L'instrumentation commence par l'insertion des implants, vis et crochets, qui servent de points d'ancrage des deux tiges. Plusieurs types de vis et crochets ainsi que leurs variantes sont disponibles sur le marché de l'industrie biomédicale. Dans le cadre de ce projet, on s'intéresse aux crochets pour apophyse transverse et aux vis monoaxiales et multiaxiales (figure 1.11) car ils sont les types d'implants représentatifs et parmi les plus utilisés durant les dernières années.

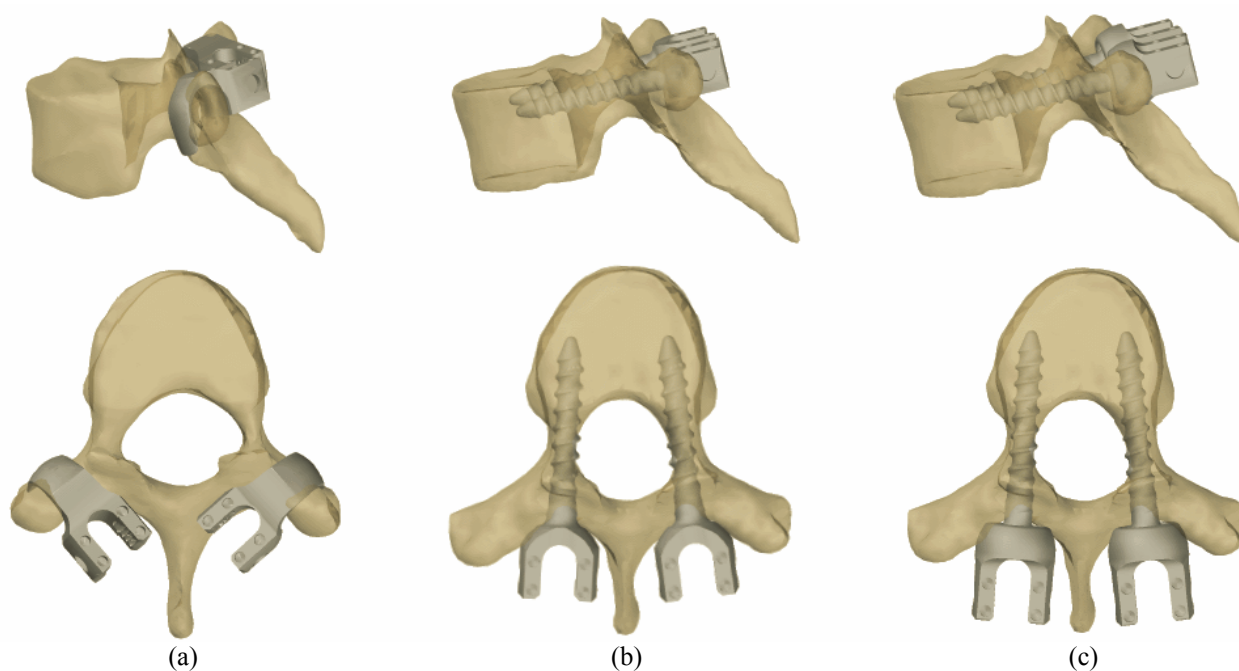


Figure 1.11 – Implants vertébraux. (a : crochets transverses ; b : vis pédiculaires monoaxiales ; c : vis pédiculaires multiaxiales).

Afin d'améliorer la fusion vertébrale et d'augmenter la visibilité des points d'ancrage lors de l'insertion des vis et des crochets, les éléments postérieurs (muscles, ligaments, capsules articulaires) peuvent être convenablement manipulés. Pour insérer les vis, par exemple, la capsule articulaire peut être exposée en exécutant une ostéotomie bilatérale des apophyses articulaires inférieures (figure 1.12) (Berven, Rawlins et al. 2005). Cela permet en fait l'insertion peropératoire de vis pédiculaire autrement obtenue par des systèmes d'imagerie fluoroscopique ou par des techniques à main levée (Vaccaro and Baron 2012). Une fois que les implants sont

insérés, l'étape suivante consiste à engager la première tige dans l'encoche de la tête des implants du côté concave ; cette tige est préalablement cintrée afin de réaliser une cyphose à l'aide de l'instrumentation. L'attachement de la tige peut s'effectuer de plusieurs manières : l'attachement successif à partir du proximal au distal ou le contraire, l'attachement au proximal et au distal en premier suivi de l'attachement successif vers la vertèbre apicale, etc. Par la suite, une dérotation de la première tige peut être effectuée afin d'aligner le plan du profil de la tige vers le plan sagittal. La dérotation de la première tige est aux alentours de 90° et constitue une manœuvre corrective importante de la technique d'instrumentation Cotrel-Dubousset et toutes ses variantes. Cette manœuvre permet de ramener les courbures scoliotiques frontales vers le plan sagittal. De cette façon, on obtient à la fois une correction de la scoliose et une restauration de la cyphose et de la lordose. Des manœuvres de dérotation vertébrale segmentaire ou apicale et/ou des manœuvres de compression et distraction peuvent être effectuées dépendamment de la stratégie de l'instrumentation. La dérotation vertébrale segmentaire est une technique relativement récente consistant à corriger la rotation vertébrale axiale à l'aide d'un dispositif de rotation des vertèbres autour de leur axe longitudinal local. La manœuvre de compression/distraction permet de réduire la courbure rachidienne en rapprochant ou en éloignant deux implants le long de la tige. L'attachement de la deuxième tige au côté convexe s'effectue de façon similaire. La correction obtenue est maintenue en effectuant le serrage des écrous à tous les implants afin de réaliser une fixation des tiges aux implants. Des connecteurs transverses peuvent être installés en connectant les tiges pour former une structure fermée plus rigide ainsi.

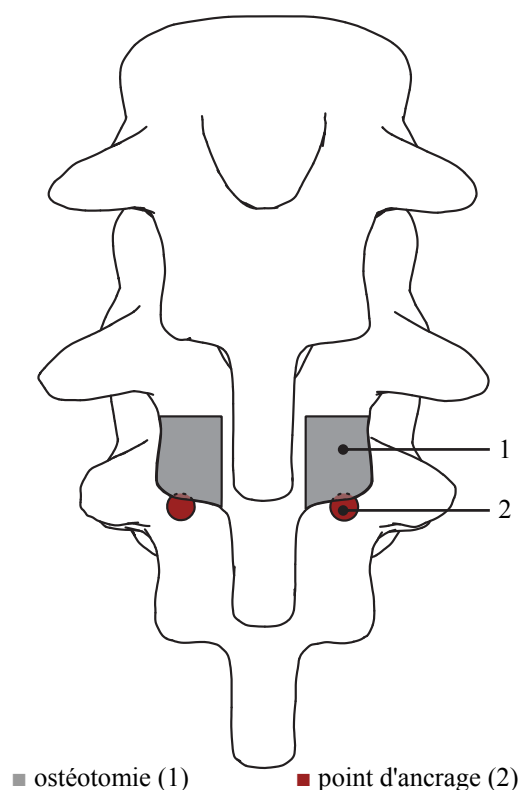


Figure 1.12 – Exposition chirurgicale des points d'ancrage des vis pédiculaires par facetectomie.

1.3.3 Les complications postopératoires

Bien que les chirurgies correctives du rachis redressent la colonne vertébrale du patient scoliotique de façon immédiate, stable, sécuritaire et efficace, le traitement des déformations rachidiennes par approche chirurgicale présente des problématiques, telles que les complications (Knop, Bastian et al. 2002; Coe, Arlet et al. 2006). Certaines de ces problématiques sont liées à l'évolution postopératoire du rachis instrumenté et les cas sévères peuvent nécessiter une révision chirurgicale de l'instrumentation. Ces effets secondaires sont notamment associés à des douleurs, des pseudarthroses, de l'instabilité et de la décompensation, au syndrome du dos plat, ainsi qu'à des complications mécaniques telles que l'arrachement des implants, la rupture des tiges, la défaillance de la fixation iliaque et les fractures du sacrum ou pédiculaires (Knop, Bastian et al. 2002; Coe, Arlet et al. 2006). Une complication importante se caractérise par une dégradation et de la dégénérescence des segments sus- et sous-jacents à l'instrumentation. La problématique

abordée dans ce projet de maîtrise est la biomécanique des complications affectant la fonctionnalité jonctionnelle appelée « cyphose jonctionnelle proximale ». La prochaine section présentera une revue de la littérature sur ce sujet de recherche.

1.3.4 Cyphose jonctionnelle proximale

1.3.4.1 Généralités

Durant la dernière décennie, la fréquence d'utilisation de l'instrumentation vertébrale a augmenté en raison de son efficacité dans la correction des déformations rachidiennes (Rajaei, Bae et al. 2012). L'instrumentation rachidienne est un traitement chirurgical complexe pour lequel une stratégie chirurgicale optimale n'a pas encore été définie (Aubin, Labelle et al. 2007). Ces techniques d'instrumentation rachidienne évoluent constamment avec l'apparition de nouveaux types d'implants et de nouvelles techniques. Ces développements ont conduit à une réévaluation des protocoles chirurgicaux et de l'application des manœuvres de correction telles que la translation vertébrale, la compression et la distraction, le cintrage *in situ*, la dérotation des tiges, la dérotation uni- ou bilatérale de la vertèbre apicale et la dérotation vertébrale segmentaire (Voor, Roberts et al. 1997; Lee, Suk et al. 2004; Chi, Lee et al. 2007; Parent, Odell et al. 2008; Cheng, Hay et al. 2010; Wang, Aubin et al. 2011). L'instrumentation rachidienne implique de nombreuses variables indépendantes telles que le choix des vertèbres à fusionner et le choix des vertèbres à instrumenter, les séquences des manœuvres de correction, l'angle de dérotation vertébrale ou des tiges, le type, la position et le nombre d'implants, ainsi que le matériau, le diamètre, la longueur et le profil des tiges. De nombreuses études ont été rapportées sur de divers aspects de l'instrumentation rachidienne, mais les effets biomécaniques individuels d'une variable donnée sont encore peu connus. Les effets individuels et combinés de toutes ces variables influencent les résultats chirurgicaux ou entraînent d'éventuelles complications postopératoires. L'une de ces complications postopératoires est le développement de la cyphose jonctionnelle proximale (CJP) (Glattes, Bridwell et al. 2005; Kim, Bridwell et al. 2005).

La CJP apparaît comme étant une hypercyphose des vertèbres proximale adjacentes à l'instrumentation rachidienne (figure 1.13.b). Tel que défini par Glattes et al. (2005), la CJP survient lorsque l'angle de cyphose mesuré du plateau inférieur de la vertèbre proximale

instrumentée (VPI) jusqu'au plateau supérieur de la deuxième vertèbre proximale non instrumentée est supérieur ou égal à 10° et 10° plus grand que la valeur préopératoire. D'autres techniques ont été établies afin de diagnostiquer la CJP mais la méthode de mesure de Glattes a été démontrée comme étant cliniquement reproductible et fiable (Sacramento-Domínguez, Vayas-Díez et al. 2009).

Chez les patients adultes instrumentés pour corriger des déformations rachidiennes, Kim (2008) a constaté que la CJP avait une prévalence de 39% et que 59% de l'angle de cyphose jonctionnelle mesuré à deux ans s'est produit dans les huit semaines qui ont suivi la chirurgie. Annis a également constaté que l'angle jonctionnel proximal (JP) moyen a progressé de 4° (préopératoire) jusqu'à 23° dans les six premiers mois et jusqu'à 25° après deux ans (Annis, Daubs et al. 2012). Par conséquent, on déduit que la CJP progresse principalement dans la période postopératoire immédiate. La prévalence de la CJP chez les adultes reste cependant indéterminée car elle a été rapportée comme étant égale à 20% par Yagi (2012), 26% par Glattes (2005), 31% par Cho (2007), 35% par Mendoza-Lattes (2011), 41% par Maruo (2013) et 43% par Yang (2003). Chez les patients atteints de SIA, la prévalence de la CJP est de 26% à 35% (Rhee, Bridwell et al. 2002; Kim, Bridwell et al. 2005; Kim, Lenke et al. 2007) alors que parmi 67 patients adultes atteints de cyphose de Scheuermann, Denis (2009) a rapporté que 30% ont développé la CJP cinq ans après le suivi.

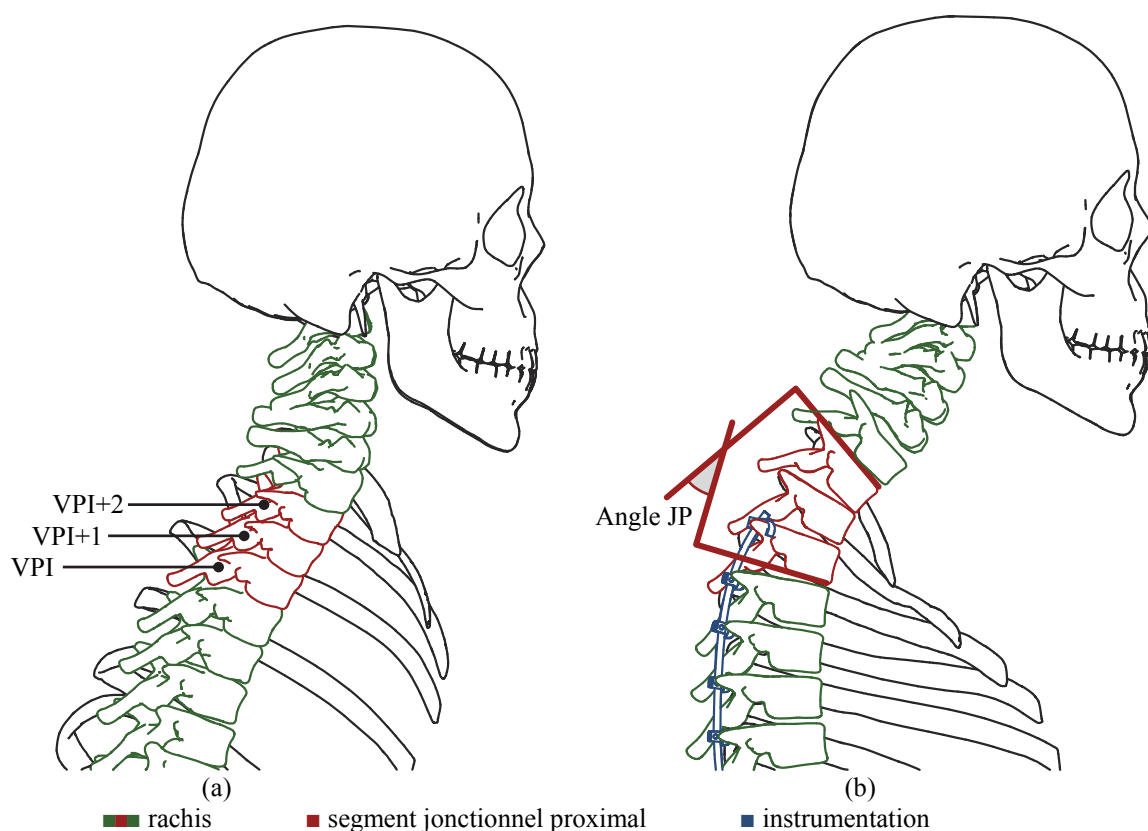


Figure 1.13 – Angle de cyphose jonctionnelle proximale (JP). (a : condition préopératoire ; b : apparition postopératoire de la CJP ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).

Selon Watanabe (2010), la CJP peut être classifiée en deux grandes catégories en fonction du temps où se produit. Le premier type survient au cours des trois premiers mois immédiatement après la chirurgie et est associé à des angles cyphotiques jonctionnels sévères ainsi qu'à un risque de déficit neurologique. Le second type survient plusieurs mois après la chirurgie et bien qu'il se caractérise par des fractures vertébrales par compression, il ne présente pas de risque significatif de déficit neurologique.

Bien que la CJP ait été rapportée comme étant une maladie fréquemment asymptomatique qui ne nécessite pas de chirurgies de révision (Yagi, King et al. 2012), d'autres chercheurs ont confirmé le contraire que la CJP est souvent symptomatique et peut nécessiter une révision chirurgicale (Kim, Bridwell et al. 2008; Watanabe, Lenke et al. 2010). Une étude rétrospective sur 836 patients adultes ayant subi une chirurgie rachidienne a présenté un pourcentage plus élevé

de réadmissions imprévues à cause de la CJP comparativement à d'autres complications chirurgicales (Schairer, Carrer et al. 2013). Toutefois, le taux de révision varie selon la sévérité des symptômes et la volonté du patient. Par exemple, Denis (2009) et Yagi (2011) ont respectivement rapporté que seulement 20% et 12.5% des patients atteints de la CJP ont subi une chirurgie de révision car les autres patients ont refusé en raison du prolongement des périodes de suivi et de l'augmentation du risque d'une nouvelle révision (Cho, Suk et al. 2007). Selon Blondel (2013), une des solutions à cette condition symptomatique consiste dans l'extension proximale de la fusion. Maruo (2013) a indiqué que l'extension proximale de l'instrumentation a été nécessaire pour 13% de 90 patients adultes atteints d'une déformation rachidienne et ayant subi une instrumentation. Dans le cas de concomitance avec un défaut du segment adjacent à l'instrumentation, d'autres traitements correctifs de cette condition pathologique peuvent également inclure des ostéotomies avec traction et réduction (McClendon Jr, O'Shaughnessy et al. 2012) ou l'augmentation par ciment osseux de la VPI (Blondel, Wickman et al. 2013) et de la première vertèbre proximale non instrumentée (McClendon Jr, O'Shaughnessy et al. 2012; Blondel, Wickman et al. 2013).

1.3.4.2 Facteurs de risque de la CJP

La CJP est une complication chirurgicale importante. Plusieurs études ont été réalisées afin d'établir les facteurs de risque associés à son développement et à sa progression.

Des études sur des patients atteints de SIA (Hollenbeck, Glattes et al. 2008) et des patients atteints de cyphose de Scheuermann (Denis, Sun et al. 2009) ont respectivement attribué le développement de la CJP aux lésions des ligaments et des muscles postérieurs. Ceci est cohérent avec les observations d'Anderson et al. (2009). Afin de réduire le risque de la CJP, les ligaments supra- et interépineux sont probablement les structures les plus importantes à conserver lors de la dissection qui est souvent nécessaire pour préparer les points d'ancrage de la VPI. La dégénérescence accélérée de la capsule articulaire a également été identifiée comme un facteur de risque pour la CJP (Yagi, King et al. 2012) et les défauts discaux et ligamentaires ont été la cause de CJP dans 81% de trente-deux patients atteints de scoliose idiopathique de l'adulte (Yagi, King et al. 2011).

Les lésions des éléments postérieurs ont été considérées comme une cause potentielle de la CJP,

car une incidence de la CJP plus élevée a été observée chez les patients ayant subi une instrumentation postérieure comparativement aux patients ayant subi d'une instrumentation antérieure (Rhee, Bridwell et al. 2002; Yagi, King et al. 2012). D'ailleurs, l'approche antérieure permet d'éviter plus facilement les dissections et ostéotomies postérieures.

Bien qu'il reste difficile de conclure si la CJP est reliée uniquement à l'instrumentation, à la dégénérescence naturelle liée à l'âge ou à la combinaison des deux (Glattes, Bridwell et al. 2005), il est généralement reconnu que les segments fusionnés à la suite de l'instrumentation rachidienne augmentent les contraintes mécaniques sur les vertèbres non fusionnées. Une des conséquences est une dégénérescence accélérée du segment jonctionnel et une plus grande probabilité de progression de la cyphose thoracique, de fracture de la VPI et de la survenue de la CJP (Kim, Bridwell et al. 2006; Kim, Kim et al. 2007).

Il a été suggéré que les contraintes mécaniques sur le segment jonctionnel du rachis dépendent du choix des vertèbres limites de l'instrumentation et donc de la VPI (Blondel, Wickman et al. 2013). Même si la préservation des vertèbres permet de préserver plus de mobilité rachidienne, elle peut augmenter le risque de complications postopératoires et de chirurgies de révision. Il a été rapporté qu'une sélection inappropriée de la VPI (Denis, Sun et al. 2009), l'instrumentation de plus de 11 niveaux (Kim, Bridwell et al. 2005) et une mauvaise fusion de la VPI (Denis, Sun et al. 2009) sont des facteurs de risque de la CJP. D'autres causes de la CJP sont une rigidité élevée du système de l'instrumentation (Kim, Bridwell et al. 2005; Kim, Lenke et al. 2007) et une instrumentation utilisant uniquement des vis pédiculaires (Kim, Bridwell et al. 2008; Helgeson, Shah et al. 2010), en particulier si l'instrumentation s'étend jusqu'au sacrum (Kim, Bridwell et al. 2008; Watanabe, Lenke et al. 2010; Yagi, King et al. 2012). Basé sur une étude rétrospective de 283 patients atteints de SIA, Helgeson et al. (2010) ont démontré que les instrumentations par vis pédiculaires augmentent significativement la cyphose des niveaux adjacents à l'instrumentation. Afin de réduire le risque de la CJP, Helgeson a par conséquent proposé de remplacer les vis à la VPI par des crochets. Conformément à cette recommandation, d'autres chercheurs (Hassanzadeh, Gupta et al. 2013) ont constaté que l'utilisation de crochets transverses sur la VPI comporte une incidence de la CJP significativement plus faible que l'utilisation de vis. Les crochets permettent une transition de la raideur jonctionnelle plus graduelle et produisent probablement des contraintes mécaniques moins élevées sur le niveau sus-jacent à l'instrumentation (Hassanzadeh,

Gupta et al. 2013). Contrairement aux conclusions de ces études, plusieurs études ont montré que les instrumentations hybrides présentent un plus grand risque de la CJP et de révision éventuelle (Dick, Zdeblick et al. 1997; Glattes, Bridwell et al. 2005; Richards, Hasley et al. 2006; Kuklo, Potter et al. 2007).

Les forces de correction appliquées sur l'instrumentation et sur les vertèbres durant la chirurgie pour réduire la cyphose thoracique (Rhee, Bridwell et al. 2002), pour corriger l'équilibre sagittal (Watanabe, Lenke et al. 2010) ou encore pour modifier la lordose lombaire de plus de 30° (Maruo, Ha et al. 2013) peuvent également augmenter le risque de la CJP. Certains autres indices géométriques corrélés à la CJP sont une cyphose thoracique préopératoire supérieure à 30° ou 40° (Kim, Bridwell et al. 2005; Maruo, Ha et al. 2013), une lordose lombaire plus petite de 10° par rapport à la cyphose thoracique (Kim, Bridwell et al. 2006) et un déséquilibre sagittal préopératoire sévère (Glattes, Bridwell et al. 2005; Watanabe, Lenke et al. 2010; Yagi, King et al. 2011). La modification de l'équilibre sagittal a été corrélée au développement de la CJP de façon controversée : Kim (2012) a rapporté qu'un déplacement sagittal de C7 de plus de 50 mm est significatif pour la CJP alors que Yagi (2012) a constaté qu'un facteur de risque de la CJP est le déplacement postérieur de C7 suite à la chirurgie rachidienne.

Les autres facteurs de risque de la CJP discutés dans la littérature sont l'âge (Kim, Bridwell et al. 2006; Kim, Bridwell et al. 2008; Watanabe, Lenke et al. 2010), l'utilisation de la thoracoplastie (Glattes, Bridwell et al. 2005), les comorbidités préopératoires (Kim, Bridwell et al. 2006; Watanabe, Lenke et al. 2010) et l'obésité (DeWald and Stanley 2006). Dans une analyse rétrospective de patients adultes atteints de déformations rachidiennes instrumentées, DeWald et Stanley (2006) ont constaté que la cyphose progressive est une conséquence inévitable de l'instrumentation multisegmentaire chez les patients ayant une masse osseuse insuffisante.

Malgré la présence de plusieurs études cliniques de type rétrospectif sur la CJP, les résultats de ces études ne sont pas concluants et comportent parfois des éléments controversés. Jusqu'à ce jour, il n'existe pas de consensus sur les facteurs de risque de la CJP. De plus, aucune analyse n'a identifié de manière définitive un facteur isolé associé à son apparition, étant donné que l'étiologie de la CJP est probablement multifactorielle (Helgeson, Shah et al. 2010).

En raison des modestes résultats des chirurgies rachidiennes de révision (Lagrone, Bradford et al.

1988; Farcy and Schwab 1997), la solution repose sur la réduction des risques de développement et de progression de la CJP. Pour ce faire, il est primordial d'étudier la biomécanique du segment JP du rachis instrumenté et de comprendre comment des différentes variables indépendantes influencent les résultats mécaniques de l'instrumentation. De nombreux chercheurs ont effectué des études sur la dynamique du rachis sain et instrumenté (Schultz and Andersson 1981; Rohlmann, Bergmann et al. 1994; Rohlmann, Bergmann et al. 1997; Polga, Beaubien et al. 2004), mais aucun n'a abordé l'effet des variables chirurgicales susmentionnées sur les indices géométrico-mécaniques du segment JP.

1.4 Modélisation biomécanique de la colonne vertébrale et de l'instrumentation chirurgicale

Dans le but de comprendre la biomécanique du traitement chirurgical des déformations rachidiennes par l'instrumentation chirurgicale, plusieurs modèles ont été développés au cours des dernières années. L'exploitation des modèles numériques permet d'étudier des aspects biomécaniques importants qui sont souvent très difficiles et parfois impossibles par des approches *in vivo* ou *in vitro*. Afin de modéliser la biomécanique du rachis scoliotique et de l'instrumentation chirurgicale, deux approches ont été principalement développées : l'approche par éléments finis et l'approche par modélisation multicorps.

1.4.1 Modèles éléments finis

L'approche par éléments finis correspond à la discrétisation d'un objet géométriquement complexe en géométries primitives appelées « éléments finis » (ÉF). Ces éléments possèdent les propriétés mécaniques nécessaires pour représenter les différentes composantes du système et sont liés les uns les autres par des nœuds sur lesquels peuvent être appliquées des forces. Des méthodes mathématiques sont utilisées pour solutionner de façon itérative et trouver l'état d'équilibre du système, ainsi que les contraintes et les déformations à travers le modèle.

Le modèle élaboré par Stokes et al. (1993) avait pour but de simuler la chirurgie d'instrumentation de Harrington sur six patients atteints de SIA. Ce modèle tenait compte des composants ostéo-ligamentaires du rachis et de la cage thoracique. De manière plus précise, la géométrie 3D avait été obtenue à partir des radiographies préopératoires et la caractérisation

mécanique avait été préalablement effectuée et validée. La simulation de la chirurgie prévoyait la translation des crochets dans le but d'atteindre la distraction mesurée sur les radiographies postopératoires. Cette étude a démontré que l'allongement du rachis et la correction des angles de Cobb sont respectivement sous-estimés de 6% et de 36%.

Gardner-Morse et al. (1994) ont développé un modèle ÉF afin de simuler la chirurgie d'instrumentation Cotrel-Dubousset sur deux rachis scoliotiques. Le modèle tenait compte de sept vertèbres et les structures intervertébrales étaient reproduites par des poutres équivalentes dont les caractéristiques mécaniques avaient été tirées de la littérature. La simulation de la chirurgie comporte l'attachement, la dérotation et le serrage des écrous de la première tige. Les résultats ont montré que la manœuvre de dérotation de la tige produisait la correction des déformations rachidiennes dans le plan frontal et rétablissait le profil sagittal physiologique. La déformation dans le plan transverse a été par contre augmentée dans les deux cas.

Aubin et al. (1995) ont développé un modèle ÉF qui a été exploité par Le Borgne (1999) afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de patients atteints de scoliose. Pour chaque patient de cette étude, une technique de stéréoradiographie a été donc utilisée pour reconstruire la géométrie 3D préopératoire de la colonne vertébrale. Les propriétés mécaniques des articulations intervertébrales ont été adaptées à partir de tests d'inflexion latérale. Les simulations ont reproduit les étapes principales de la chirurgie d'instrumentation telles que définies par Cotrel et Dubousset. Il a d'abord été simulé la traction du rachis suivie de l'insertion des crochets. Il a ensuite été simulé le cintrage de la première tige et son rapprochement aux implants. Pour finir, la simulation a concerné la dérotation de la tige. L'adéquation de ce modèle a été prouvée car les différences entre les résultats des simulations et des traitements chirurgicaux pour les positions vertébrales postopératoires ont été au maximum de 12 mm.

Cette étude a ensuite été à la base du modèle de Lafage et al. (2004). En comparaison des étapes simulées par Le Borgne, le protocole chirurgical simulé dans cette étude a compris deux étapes de plus, soit l'attachement de la deuxième tige et la simulation des conditions biomécaniques caractérisant la posture verticale. Ce même modèle a été par la suite utilisé pour analyser l'effet de la dérotation de la tige sur une cohorte de 20 patients atteints de SIA (Lafon, Lafage et al. 2009). L'étude a montré que cette manœuvre a augmenté la lordose lombaire et la cyphose

thoracique. La différence moyenne des orientations vertébrales entre le modèle et les données radiographiques postopératoire a été inférieure à 6° . Le modèle de Lafage et al. (2004) a également été exploité pour analyser le cintrage *in situ* des tiges (Dumas, Lafage et al. 2005). Lafon et al. (2010) ont conduit une étude sur une cohorte de dix patients atteints de scoliose pour analyser l'effet peropératoire du cintrage *in situ* sur les courbures rachidiennes.

Récemment, Driscoll et al. (2013) ont développé un modèle ÉF d'instrumentation de la colonne vertébrale. Les propriétés mécaniques et la géométrie rachidienne de T1 à L5 ont été obtenues à partir des données des patients et de la littérature. La simulation de l'instrumentation rachidienne a compris la translation segmentaire de la colonne vertébrale scoliotique. La différence moyenne entre les profils rachidiens et les données des patients a été inférieure à 5° dans les régions instrumentées. Les angles de Cobb thoracique postopératoires ont été en fait de 20° et 25° respectivement pour les données radiographiques et les données simulées tandis que les cyphoses ont été de 26° et 28° . Dans la région lombaire non instrumentée, la lordose postopératoire a été 36° et 30° pour les données des patients et les données simulées.

Bien que les études tirées de la littérature aient prouvé que la modélisation ÉF des procédures d'instrumentation rachidienne est valable, certains chercheurs ont constaté que les modèles ÉF peuvent parfois avoir des limites. Puisque la chirurgie du rachis implique de grandes déformations ainsi que la non-linéarité du comportement mécanique de ses composantes, le calculateur numérique implicite à ce genre de modélisation peut rencontrer des difficultés liées aux critères de convergence du problème mécanique (Poulin, Aubin et al. 1998; Stokes, Gardner-Morse et al. 1999; Aubin, Petit et al. 2003). Par ailleurs, compte tenu du nombre de degrés de liberté caractérisant un modèle ÉF, la simulation de l'instrumentation rachidienne par l'intermédiaire d'un modèle ÉF demande plus de ressources de calcul que par un modèle multicorps. Pour cette raison, son applicabilité dans le contexte clinique est plus limitée.

1.4.2 Modèles multicorps

Les techniques de modélisation mécanique selon l'approche multicorps prévoient qu'un système mécanique est représenté par l'interaction d'éléments rigides avec des éléments flexibles. Ces composantes subissent l'action de forces et de moments externes et sont liées entre eux selon des

lois de comportement mécanique décrites par des équations algébriques.

La première étude visant à prouver la faisabilité de l'approche multicorps pour la simulation d'instrumentation rachidienne postérieure a été réalisée par Poulin et al. (1998). Les géométries rachidiennes d'un modèle physique et d'un patient scoliotique traité par instrumentation rachidienne ont été initialement obtenues par une technique de reconstruction 3D stéréoradiographique utilisant les indices géométriques peropératoires. Les vertèbres et les implants étaient modélisés comme des corps indéformables connectés les uns aux autres par des liaisons de type ressort. Les simulations consistaient dans l'ancrage des implants ainsi que dans l'insertion et la dérotation de la tige concave. Cette étude a montré que l'approche de modélisation multicorps reproduit de manière réaliste les mécanismes d'instrumentation rachidienne d'un rachis scoliotique, étant donné que les résultats entre les deux cas étaient relativement cohérents entre eux. Les simulations ont atteint la convergence du problème mécanique en environ trois minutes.

La chirurgie d'instrumentation « Colorado II » a été simulée par Petit (2002) par l'intermédiaire d'un modèle multicorps. Les géométries rachidiennes de sept patients atteints de scoliose ont été initialement reconstruites. Dans ce modèle, des liaisons sphériques et des ressorts en torsion ont représenté les articulations intervertébrales dont les propriétés mécaniques ont été optimisées pour chaque patient à l'aide des tests d'inflexion latérale. Après cette personnalisation des propriétés mécaniques intervertébrales, la différence entre les résultats postopératoires des données radiographiques et des simulations était en moyenne égale à 2.0° et 1.3° respectivement dans les plans sagittal et frontal.

À partir du modèle de Poulin et al. (1998), la chirurgie d'instrumentation Cotrel Dubousset Horizon (CDH) de trois patients atteints de scoliose thoracique a été simulée (Aubin, Petit et al. 2003). En plus que la personnalisation globale de la géométrie rachidienne, dans ce modèle une technique de krigeage a été également utilisée pour personnaliser la géométrie de chaque vertèbre. Les résultats ont mis en évidence que les différences pour la cyphose et l'angle de Cobb de la région thoracique étaient au maximum de 6° . Bien que les résultats des simulations soient comparables à ceux mesurés à partir des radiographies, des forces d'interaction supérieures à 1000 N ont été mesurées à l'interface entre les implants et les vertèbres. Ce résultat se justifie en

considérant le fait que la tige était modélisée comme étant idéalement rigide et en raison de l'absence de personnalisation des propriétés mécaniques intervertébrales.

La chirurgie d'instrumentation CDH incluant aussi l'utilisation des vis multiaxiales a été simulée par Stirbu (2004) à l'aide d'un modèle multicorps. Une analyse de sensibilité sur une cohorte de sept patients atteints de scoliose a visé la compréhension de l'impact sur les résultats chirurgicaux de la position des implants, des conditions aux limites du rachis et de la déformation des tiges. Les résultats ont montré que la correction des déformations est davantage assurée par la dérotation et la procédure de rapprochement des tiges, ainsi que par la position des implants et la modification des conditions limites. Dans les plans frontal et sagittal, la différence postopératoire entre les simulations et les données radiographique a été en moyenne inférieure à 6°.

Un affinement de la modélisation des connexions intervertébrales et des connexions implants-vertèbre a été réalisé par Luce (2004). Ceci a été obtenu à travers une matrice de raideur dont les coefficients ont été tirés de la littérature. De cette manière, les mouvements de couplage intervertébral ont été ajoutés au modèle. L'instrumentation de sept patients par le système « Colorado II » a été ainsi simulée. Comparativement aux données postopératoires radiographiques, cet affinement a permis d'obtenir des différences de 3.7° pour les angles de Ferguson et de 4.6 mm pour la position vertébrale.

À partir des modèles multicorps jusqu'ici décrits, le logiciel de planification chirurgicale préopératoire S3 (*Spine Surgery Simulator*) a été réalisé (Aubin, Labelle et al. 2008). Ce logiciel permet à un chirurgien de planifier et de simuler une chirurgie d'instrumentation postérieure. Différentes variables sont directement modulables à partir de l'interface graphique de S3, notamment : la position, l'orientation et le type d'implants (vis pédiculaires multiaxiales et monoaxiales, crochets pédiculaires transverses, sur- et sous-lamaires), le diamètre et la forme des tiges ainsi que les procédures chirurgicales peropératoires (dérotation de la tige, dérotation vertébrale, compression et distraction). Les chirurgies d'instrumentation vertébrale de 10 patients atteints de scoliose ont été simulées grâce à S3 (Aubin, Labelle et al. 2008). La différence entre les résultats postopératoires des simulations et les données radiographiques était inférieure à 5°.

L'étude de Luce a été adaptée par Desroches et al. (2007) pour simuler l'instrumentation rachidienne par approche antérieure. Afin de considérer les procédures de résection des disques

intervertébraux du segment instrumenté, les coefficients de raideur utilisés par Luce ont été adéquatement modifiés. Les chirurgies d'instrumentation de dix cas de patients atteints de scoliose ont été simulées. La différence moyenne entre les résultats postopératoires des simulations et les données réelles a été de 4° dans le plan sagittal et de 5° dans le plan frontal. La manœuvre de compression et l'attachement de la tige concave ont contribué respectivement à 10% et 70% de la correction frontale.

Un modèle multicorps de l'instrumentation rachidienne a été spécialement développé pour simuler également la manœuvre de translation segmentaire incrémentale directe réalisée par l'intermédiaire de vis à plusieurs degrés de liberté (Wang, Aubin et al. 2011). La chirurgie de six patients atteints de scoliose traitée par cette procédure a été simulée. Les différences entre le modèle et les radiographies étaient inférieures à 5° pour le segment instrumenté tandis que cette erreur était plus importante pour les vertèbres non instrumentées. Sur la même cohorte, une chirurgie, réalisée par l'intermédiaire de vis monoaxiales et incluant la procédure de dérotation de la tige, a ensuite été simulée (Wang, Aubin et al. 2011). Bien que les résultats de ces deux ensembles de simulations aient démontré que les deux stratégies présentent des différences inférieures à 7°, l'approche par vis à plusieurs degrés de liberté a réduit significativement les forces intervertébrales (de 31%) et les forces à l'interface implant/vertèbre (de 56%).

CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET

La revue critique des connaissances présentée dans le chapitre précédent a permis de faire ressortir les principaux éléments de la problématique à la base de ce projet de recherche :

- Les déformations rachidiennes se manifestent par des modifications de la forme globale du rachis et des altérations des structures vertébrales. Un traitement chirurgical est nécessaire dans les cas de courbures pathologiques sévères (notamment pour la scoliose, angle de Cobb > 40°).
- L'instrumentation rachidienne assure une correction relativement efficace du segment rachidien instrumenté mais elle peut aussi entraîner une révision chirurgicale en conséquence de complications postopératoires symptomatiques. Parmi celles-ci, il y a la cyphose jonctionnelle proximale (CJP), qui se manifeste comme une hypercyphose des vertèbres proximement adjacentes à l'instrumentation rachidienne.
- La CJP a une prévalence de 20% à 43% et elle est la première cause de révision chirurgicale éventuellement nécessaire après le traitement chirurgical des déformations rachidiennes. Les principaux facteurs biomécaniques de risques identifiés pour la CJP sont : la dissection proximale des tissus mous postérieurs, la raideur, le type d'implant et la configuration de l'instrumentation au niveau de la vertèbre proximale instrumentée, le nombre de vertèbres instrumentées, l'équilibre sagittal pré- et postopératoire, la thoracoplastie, la qualité osseuse.
- Les différentes études publiées rapportent des conclusions contradictoires. Elles n'arrivent pas à isoler l'effet spécifique d'une variable donnée par rapport à la CJP. Aucune étude biomécanique n'est rapportée afin d'évaluer l'impact biomécanique de différentes variables de la chirurgie rachidienne sur les indices géométrico-mécaniques liés à la CJP.

Objectif général

Compte tenu de la problématique, de l'importance de cette complication chirurgicale et du caractère controversé et parfois contradictoire des observations qui sont ressorties de la revue de

littérature, l'objectif général de ce projet est de modéliser et analyser biomécaniquement l'effet individuel de plusieurs variables chirurgicales sur les indices géométrico-mécaniques liés à la CJP, afin de bien comprendre ses pathomécanismes et d'identifier ses facteurs biomécaniques de risques.

Dans le but de bien orienter le projet de recherche, on a formulé la question de recherche suivante :

« Parmi les différentes variables chirurgicales spécifiques au traitement des déformations rachidiennes par instrumentation rachidienne, lesquelles ont un effet biomécaniquement et cliniquement significatif sur les indices géométrico-mécaniques liés à l'apparition et au développement de la CJP ? »

Pour répondre aux besoins de recherche décrits jusqu'ici, un objectif technologique et deux objectifs spécifiques avec leurs hypothèses scientifiques originales ont été définis.

Objectif technologique

Développer et valider un modèle biomécanique de chirurgie pour le traitement des déformations du rachis par instrumentation vertébrale, en incluant les détails reliés aux paramètres de l'instrumentation du segment proximal.

Objectif spécifique #1

Analyser la sensibilité des indices géométrico-mécaniques liés à la CJP par rapport à différentes variables indépendantes de la chirurgie d'instrumentation rachidienne.

Hypothèse scientifique originale #1 :

Les indices géométrico-mécaniques de la CJP sont significativement corrélés à (valeur-p de l'ANOVA < 0.05) :

1. la procédure de dissection chirurgicale proximale,

2. le type d'implant sur la vertèbre proximale instrumentée (VPI),
3. la courbure préopératoire sagittale des tiges,
4. le diamètre proximal des tiges,
5. la vertèbre désignée en tant que VPI, et
6. l'équilibre sagittal postopératoire.

Objectif spécifique #2

Définir des recommandations visant à réduire le risque d'apparition de la CJP.

Hypothèse scientifique originale #2

L'état de sollicitation mécanique favorisant la survenue de la CJP est significativement réduit (valeur- $p < 0.05$) par une combinaison de variables chirurgicales.

La méthodologie mise en œuvre pour atteindre les objectifs de ce projet de recherche est décrite au chapitre suivant par l'intermédiaire d'un article scientifique (section 3.2), ainsi que par une section complémentaire (section 3.3).

CHAPITRE 3 BIOMÉCANIQUE DE LA CYPHOSE JONCTIONNELLE PROXIMALE

3.1 Présentation de l'article

L'article scientifique présenté dans la section suivante porte sur la modélisation et l'analyse biomécanique de la cyphose jonctionnelle proximale (CJP). Cet article intitulé « Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical instrumentation variables » a été soumis en septembre 2013 à la revue internationale *Spine (Philadelphia, Pa., 1976)* pour y être publié. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la rédaction de l'article. Étant donné la nature clinico-scientifique de cette revue, on a choisi d'y présenter une partie de l'analyse biomécanique portant sur quatre variables d'étude qui sont modulables par le chirurgien. Une analyse plus étendue, permettant de répondre de façon plus complète à l'objectif spécifique 1, sera présentée à la section 3.3. Cette section inclura des aspects méthodologiques et résultats complémentaires.

3.2 Article scientifique : « Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical instrumentation variables »

3.2.1 Structured abstract

Study design. Biomechanical analysis of proximal junctional kyphosis (PJK) through computer simulations and sensitivity analysis.

Objective. To gain biomechanical knowledge on the risk of PJK and find surgical solutions to reduce the risk.

Background Data. PJK is a pathological kyphotic deformity adjacent to the instrumentation. Clinical studies have documented its risk factors, but still little is known on how it is correlated with various instrumentation variables.

Methods. Biomechanical spine models of six adult scoliosis patients were developed, validated

and then used to perform 96 simulations, varying the proximal dissection procedure, the implant type at the upper instrumented vertebra (UIV), the sagittal rod curvature, and the proximal diameter of the proximal transition rods. Four biomechanical indices - the proximal junctional kyphotic angle, thoracic kyphosis, and proximal flexion force and moment were assessed.

Results. The bilateral complete facetectomy, the posterior ligaments resection, and the combination of both increased the proximal junctional kyphotic angle (respectively by 10%, 28% and 53%) and the proximal flexion force (4%, 12% and 22%) and moment (16%, 44% and 83%). Compared with pedicle screws at UIV, proximal transverse process hooks reduced the three biomechanical indices by approximately 26%. The use of proximal transition rods with reduced proximal diameter from 5.5 mm to 4 mm decreased the proximal junctional kyphotic angle (by 6%) and the proximal flexion force (4%) and moment (8%). The increase of the sagittal rod curvature from 10° to 20°, 30° and 40° increased the proximal junctional kyphotic angle (by 6%, 13% and 19%) and the proximal flexion force (3%, 7% and 10%) and moment (9%, 18% and 27%).

Conclusion. Preserving more posterior proximal intervertebral elements, the use of transition rods and transverse process hooks at UIV, and reducing the global sagittal rod curvature each decreased the four biomechanical indices that may be involved in PJK.

3.2.2 Key Words

Proximal junctional kyphosis; adult scoliosis; surgical simulation; biomechanical modeling; spinal deformity.

3.2.3 Key Points

- Four biomechanical indices related to the development of proximal junctional kyphosis were assessed individually for six adult spinal deformity instrumentation cases through 576 numerical simulations and a sensitivity analysis.
- Preserving more intervertebral elements within the proximal junctional spinal segment, using transverse process hooks at the upper instrumented vertebra and tapered transition rods at the proximal end of the instrumentation, biomechanically help reducing the risk of

proximal junctional kyphosis.

- Monoaxial and multiaxial screws at upper instrumented vertebra had similar effects on proximal junctional spinal segment biomechanics.

3.2.4 Mini abstract/précis

The individual effect of four independent instrumentation variables on the proximal junctional kyphosis was investigated through numerical simulations. The biomechanics of the proximal junctional spinal segment could be improved by reducing posterior bony resection, ligament dissection and sagittal rod curvature, and using tapered transition rods and transverse process hooks at UIV.

3.2.5 Introduction

Spinal instrumentation used to surgically treat spinal deformities is constantly evolving with the appearance of new device designs giving many correction options to decide. These changes have led to a re-evaluation of specific surgical protocols, such as those for the selection of proximal and distal fusion levels, for the type of implants, and for the rod geometry and materials. The individual and coupling biomechanical effects of every component of such complex surgical procedure are not yet fully understood, as well as how these variables individually or combined affect specific outcomes.

Following the spinal instrumentation one particular problem is the proximal junctional kyphosis (PJK)^{1,2}, an abnormal kyphotic deformity of the spinal segment proximally adjacent to the instrumentation. As defined by Glattes (2005)¹, PJK occurs when the kyphosis angle of the proximal junctional spinal segment (PJSS: the spinal segment from the inferior endplate of the upper instrumented vertebra -UIV- to the superior endplate of the second upper non-instrumented vertebra) is greater than or equal to 10°, and 10° greater than the preoperative value.

In adult patients the PJK prevalence was reported between 20% and 39%^{1,3-5}, in adolescent idiopathic scoliosis (AIS) it was between 26% and 35%^{2,6,7} while in Scheuermann's kyphosis patients it was 30%⁸. A retrospective review of 836 adult cases reported a higher percentage of

unplanned readmission due to PJK within 90 days from surgery (51.9%) compared with other surgical complications⁹.

Many studies have documented risk factors of PJK. After AIS and Scheuermann's kyphosis instrumentations, posterior ligaments disruption and paravertebral muscles damages are thought to be important factors^{8,10} since a higher incidence of PJK has been observed in posterior instrumentations compared to anterior constructs^{3,7}. It has been also suggested that PJK may be associated with high mechanical stresses acting on intervertebral structures as a consequence of proximal extension¹¹, the rigidity of the instrumentation^{2,6}, and the all-pedicle-screw instrumentation scheme^{5,10}, especially with the inclusion of the sacrum^{3,5,12}. Additional biomechanical factors include the correction forces applied intraoperatively to reduce the thoracic kyphosis⁷ or to restore the sagittal balance³, age over 55 years⁵, accelerated degeneration of the joint capsule³, the use of thoracoplasty¹, obesity¹³, poor bone quality^{12,13}, and preoperative comorbidities¹². Previous retrospective clinical studies of PJK have not been able to isolate the specific effects of a given instrumentation variable and their findings are often inconclusive, sometimes controversial, and may include confounding effects.

Therefore, the objective of this study was to biomechanically assess and evaluate the individual effects of different instrumentation variables on the PJSS to identify potential biomechanical risk factors for PJK.

3.2.6 Materials and methods

A previously validated patient-specific biomechanical model^{14,15} was used to perform this study. The actual surgical procedures of six adult scoliosis instrumentation cases were first simulated to validate the model. Then, additional simulations were performed by varying four independent instrumentation variables using a design of experiments approach. Four biomechanical indices were computed and statistical analyses were performed. Details on materials and methods are provided in the following subsections.

3.2.6.1 Patient data

Six adult spinal deformity patients were selected for this biomechanical study. The inclusion criteria were patients older than 18 years who underwent a posterior spinal instrumentation

including a minimum of eight levels, proximally ending at T2 or caudally at L5, and affected by PJK as detected on the first postoperative radiographs taken six weeks after surgery (proximal junctional -PJ- angle $\geq 10^\circ$, and 10° greater than the preoperative value). The exclusion criterion was poor visibility of anatomical landmarks on radiographs precluding 3-dimensional (3D) reconstruction of the spine.

For each patient, the collected data were the actual PJ angle (between UIV and UIV+2), the thoracic kyphosis (TK) (between upper endplate of T4 and lower endplate of T12), the lumbar lordosis (LL) (between upper endplate of L1 and upper endplate of S1), the major curve (MC) Cobb angle, the instrumentation specifications, as well as sex, age and the radiographic documentation of PJK.

3.2.6.2 Biomechanical modeling of patient-specific spinal instrumentation

The 3D spine geometry of each patient was built using their calibrated preoperative postero-anterior and lateral standing radiographs, and a 3D multi-view reconstruction technique¹⁶. The first step was the identification of anatomical landmarks on each vertebra (the tips of each pedicle, the center points and the edges of vertebral endplates, and the extremities of the transverse and spinous processes). Using a self-calibration and optimization algorithm, the 3D coordinates of these landmarks were computed and then used to register a detailed vertebral geometry¹⁷. The reconstruction accuracy for the vertebral bodies and pedicles are on average 1.2 mm (standard deviation SD = 0.8 mm) and 1.6 mm (SD = 1.1 mm)¹⁷ respectively while the reconstruction variation for the computed geometric indices of thoracic spine does not exceed 0.8° for Cobb angles, 5.3° for sagittal curves, and are 5.0° to 7.5° for vertebral axial rotation angles, all of which are within the error levels reported for equivalent 2D measurements used by clinicians¹⁷⁻¹⁹.

Using the 3D reconstructed geometry, each spine was modeled as a set of rigid vertebral parts (from T1 to the pelvis) connected by flexible elements representing the intervertebral elements²⁰ whose mechanical properties were initially defined as reproduced by previously published load-displacement curves²¹. They were further adapted to patient specific spine stiffness evaluating the residual spinal deformity and using bending tests and the reported techniques^{22,23}.

Boundary conditions were applied by fixing the pelvis and applying force-displacement constraints to the three first cranial thoracic vertebrae using anteroposterior-oriented springs to represent the extensor muscle action needed to counterbalance the gravity and maintain a given posture. Gravitational forces were modeled by postoperatively applying to each vertebra a craniocaudal force whose magnitude was specifically proportional to the body weight, as reported in Pearsall's anthropometric model²⁴ (table 3.1). The application point was positioned anteriorly with respect to the vertebral center of mass as reported in Kiefer²⁵.

Level	Load (% patient's weight)	Application point anterior to the vertebral center of mass (mm)
Head+arms+T1	20.9	8.66
T2	1.1	13.35
T3	1.4	17.45
T4	1.3	20.97
T5	1.3	23.91
T6	1.3	26.26
T7	1.4	28.04
T8	1.5	29.23
T9	1.6	29.84
T10	2.0	29.87
T11	2.1	29.32
T12	2.5	28.18
L1	2.4	26.46
L2	2.4	24.16
L3	2.3	21.27
L4	2.6	17.81
L5	2.6	13.76

Table 3.1 – Gravitational properties at each vertebral level

3.2.6.3 Modeling and simulation of instrumentation procedures

The following surgical procedures typically used by surgeons at our institution were simulated on every patient-specific model in the appropriate order:

- Implant insertion: the implant models (screw or hook) were positioned according to postoperative radiographs. The implants were considered as rigid bodies, but the stiffness of their connection with the vertebrae was modeled using data from an *in vitro* study on

adult spines reporting the relations between implant-vertebra forces, the bone quality and resulting displacements in both translation and rotation²⁰.

- Rod attachment: the two 5.5-mm cobalt-chrome rods were modeled using elastic beams whose shape was defined from the postoperative radiographs while accounting for elastic rod deformation²⁶. Torques and forces were progressively applied between the rods and the implants and finally replaced by cylindrical joints when the rod seating was completed.
- Rod derotation: a torque was gradually applied around the concave side rod until the desired rotation angle of 90° was achieved.
- Direct vertebral derotation: transverse plane torques coupled with forces were gradually applied to the implants in such a way that once the derotation torques were released and the elastic return completed, the vertebral axial rotation matched the angle observed on the postoperative radiographs.
- Final implant tightening was simulated by creating rigid connections between the rods and the implants and between the implant components.

The actual instrumentation procedures of the six cases were simulated and the results were within 5° of the actual postoperative surgical results in terms of Cobb angles in the coronal and sagittal planes.

3.2.6.4 Comprehensive analysis of instrumentation variables involved in PJK

Using the validated model and a hybrid full factorial design of experiments (DOE), a detailed analysis was conducted by performing 96 additional simulations per case (total 576 simulations) varying four independent instrumentation variables:

1. Proximal dissection procedure: four different levels of intervertebral elements dissections were individually simulated for the functional spinal unit (FSU) immediately above the instrumentation: 1) intact FSU (without facetectomy and ligaments dissection); 2) bilateral complete facetectomy of the inferior facets of UIV+1 (BCF); 3) posterior supraspinous and interspinous ligaments dissection between UIV and UIV+1 (PLD); and 4) BCF along with PLD. Each dissection procedure was modeled by reducing the FSU

stiffness for sagittal, lateral and torsional rotations using experimental data from cadaveric studies²⁷.

2. Implant type used at the UIV: three titanium implant types were individually simulated: transverse process hooks, multiaxial, and fixed angle pedicle screws. This was done by defining the appropriate implant-vertebra kinematic connection and the bone-implant stiffness using experimental data²⁰.
3. Rod shape: four rod curvatures in the sagittal plane were individually tested: 10°, 20°, 30°, and 40° (angle between the tangent lines of the rod for the thoracic region).
4. Proximal rod diameter: between the last two proximal instrumented vertebral levels, the diameter of the rods was reduced from 5.5 mm to 4, or was kept at 5.5 mm.

For each of the 576 simulations, four biomechanical indices were computed:

1. the thoracic kyphosis T4-T12 (TK),
2. the proximal junctional (PJ) angle,
3. the resulting flexion moment on the vertebra above the UIV (UIV+1),
4. the resulting posteriorly-directed forces on the three first thoracic vertebrae which corresponds to the simulated extension or flexion action of paravertebral muscles required to maintain the upright posture postoperatively.

Variance analyses (ANOVA) were therefore performed to determine whether the four independent instrumentation variables significantly affected the four biomechanical indices (p -value = 0.05). These statistical analyses were carried out using Statistica 10 software (StatSoft, Tulsa, OK).

3.2.7 Results

A summary of the collected case data and the preoperative and postoperative geometric indices is provided in table 3.2. The six patients were female with an average age of 37.5 ± 16.5 years (between 22 and 56 years). Four patients had thoracolumbar scoliosis and two had thoracic scoliosis. The average number of fusion levels was 11.3 ± 2.2 (between 8 and 14), the number of implants 21.8 ± 4.0 (between 16 and 28), the implant density was on average 1.96 ± 0.05 implants per vertebral level within the instrumented spinal segments (between 1.9 and 2).

Vertebral derotation maneuvers were performed at T7-T9 for cases 2, 4, and 5; T10-T12 for cases 3 and 6; T11-L1 for case 1.

The differences between the simulated and postoperative indices were all below 5° (2° on average). The preoperative PJ angle was $2^\circ \pm 2^\circ$ (between 0° and 5°) while the postoperative PJ angle was $14^\circ \pm 2^\circ$ (between 11° and 16°). The MC Cobb angle was reduced from $62^\circ \pm 12^\circ$ (between 45° and 77°) to $24^\circ \pm 12^\circ$ (between 13° and 47°). For cases 2, 3, 4 and 6, the TK was decreased from $32^\circ \pm 11^\circ$ (between 24° and 46°) to $23^\circ \pm 13^\circ$ (between 10° and 36°). The LL was reduced from $65^\circ \pm 7^\circ$ (between 56° and 77°) to $54^\circ \pm 7^\circ$ (between 42° and 65°). For cases 5 and 6, the postoperative T1 plumb line was respectively 26 and 17 mm anterior from the superoposterior corner of the endplate of S1, while it was posteriorly shifted to 18 ± 10 mm (between 5 and 28 mm) for cases 1, 2, 3 and 4.

Case	Age (years)		PJ angle ($^\circ$)	TK ($^\circ$)	LL ($^\circ$)	MC Cobb ($^\circ$)	Implants (type and levels)
1	23	Preoperative	5	10	64	73	TPH (B): T9 MAS (B): T10-L4
		Postoperative	16	30	55	13	
		Simulation	19	28	56	14	
2	23	Preoperative	0	35	77	60	TPH (B): T3 MAS (L): T4 MAS (B): T5-L2
		Postoperative	12	31	65	15	
		Simulation	15	32	69	10	
3	56						TPH (B): T5
		Preoperative	3	46	68	77	PH (B): T6
		Postoperative	14	36	55	47	MAS (B): T8-T10
		Simulation	18	37	57	46	MAS (L): T11 MAS (B): T12-L5
4	22	Preoperative	1	24	65	66	TPH (B): T3 MAS (B): T4-T12
		Postoperative	11	14	57	20	
		Simulation	14	15	61	16	
5	54	Preoperative	0	16	59	45	TPH (B): T2 MAS (B): T3-L3
		Postoperative	15	18	42	20	
		Simulation	17	18	40	23	
6	47						TPH (B): T6
		Preoperative	0	24	56	53	PH (B): T7
		Postoperative	16	10	55	28	MAS (L): T8
		Simulation	20	13	56	26	MAS (B): T9-L4

Table 3.2 – Demographic, geometric and surgical data at preoperative and postoperative stages, and from the simulation results. (B: bilateral; L: left; LL: lumbar lordosis; MAS: multiaxial angle screw; MC: major curve; PH: pedicle hook; PJ: proximal junctional; TK: thoracic kyphosis; TPH: transverse process hook).

3.2.7.1 Sensitivity analysis

For the 576 simulated instrumentations, on average, the PJ angle was $19^\circ \pm 3^\circ$ (between 12° and 33°) and TK $36^\circ \pm 2^\circ$ (between 29° and 44°). The resulting flexion moment (forward bending) on the level above UIV was 0.6 ± 0.1 Nm (between 0.1 and 1.2 Nm), and the posteriorly-directed force acting on the proximal spinal segment was 23 ± 3 N (between 15 and 32 N). Table 3.3 summarizes the biomechanical indices from the 576 simulations.

Case #		PJ angle (°)	TK (°)	Moment at UIV+1 (Nm)	Proximal force (N)
1	Mean \pm SD	25 \pm 4	36 \pm 4	0.8 \pm 0.2	18 \pm 1
	Minimum–Maximum	19–33	34–40	0.4–1.2	15–20
2	Mean \pm SD	19 \pm 4	36 \pm 3	0.6 \pm 0.2	25 \pm 4
	Minimum–Maximum	15–26	32–42	0.2–0.9	20–26
3	Mean \pm SD	18 \pm 3	41 \pm 2	0.5 \pm 0.1	23 \pm 1
	Minimum–Maximum	17–24	39–44	0.2–0.9	21–25
4	Mean \pm SD	23 \pm 3	38 \pm 2	0.7 \pm 0.1	20 \pm 3
	Minimum–Maximum	19–29	34–44	0.4–1.0	19–22
5	Mean \pm SD	14 \pm 4	35 \pm 1	0.4 \pm 0.1	30 \pm 5
	Minimum–Maximum	12–18	29–42	0.1–0.7	25–32
6	Mean \pm SD	15 \pm 3	31 \pm 2	0.4 \pm 0.1	24 \pm 1
	Minimum–Maximum	13–20	30–33	0.2–0.7	22–26

Table 3.3 – Resulting average and standard deviation of each biomechanical index for the six cases. Positive moments indicate that they act in the forward bending direction. (PJ: proximal junctional; SD: standard deviation; TK: thoracic kyphosis; UIV: upper instrumented vertebra).

The statistical analyses performed using ANOVA tests showed that each of the four independent instrumentation variables statistically affected the four biomechanical indices (p-value < 0.05), with similar trends between the cases and minor inter-individual variations. However, not all instrumentation variables had always a statistically significant effect on each biomechanical index of each case. For instance, no statistical effect was found for the use of transition rods (10 times over 24), the implant type at UIV (3 / 24), as well as the rod curvature (1 / 24). Figure 3.1 graphically presents the detailed results for case #2, as a typical example, while table 3.4 summarizes the results for the six cases.

Over all cases, compared with the intact PJ functional spinal unit, the simulated bilateral complete facetectomy of the inferior facets of UIV+1, the posterior supraspinous and interspinous ligaments dissections between UIV and UIV+1, and their combination resulted in a non-linear increase of the PJ angle by 10%, 28% and 53%, respectively; TK by 3%, 8% and 17%; and flexion moment on UIV+1 by 16%, 44% and 83%; the posteriorly-directed force on the proximal end of the spine resulted in a decrease by 4%, 12% and 22%.

Compared with screws, the use of transverse process hooks allowed the PJ angle to be decreased by 26%, TK by 9%, and the flexion moment above UIV by 35%; but the posteriorly-directed force was increased by 18%.

Compared to the rod with a curvature of 10°, rods with curvatures of 20°, 30° and 40° resulted in increases of the PJ angle by 6%, 13% and 19%, respectively, the TK by 9%, 19% and 30%, and the flexion moment on UIV+1 by 9%, 18% and 27%; the posteriorly-directed force was decreased by 3%, 7% and 10%.

The use of transition rods with the reduced proximal diameters of 4 mm decreased the PJ angles by 6%, and the flexion moment on UIV+1 by 8%; TK was slightly increased by 1% and the posteriorly-directed force by 4%.

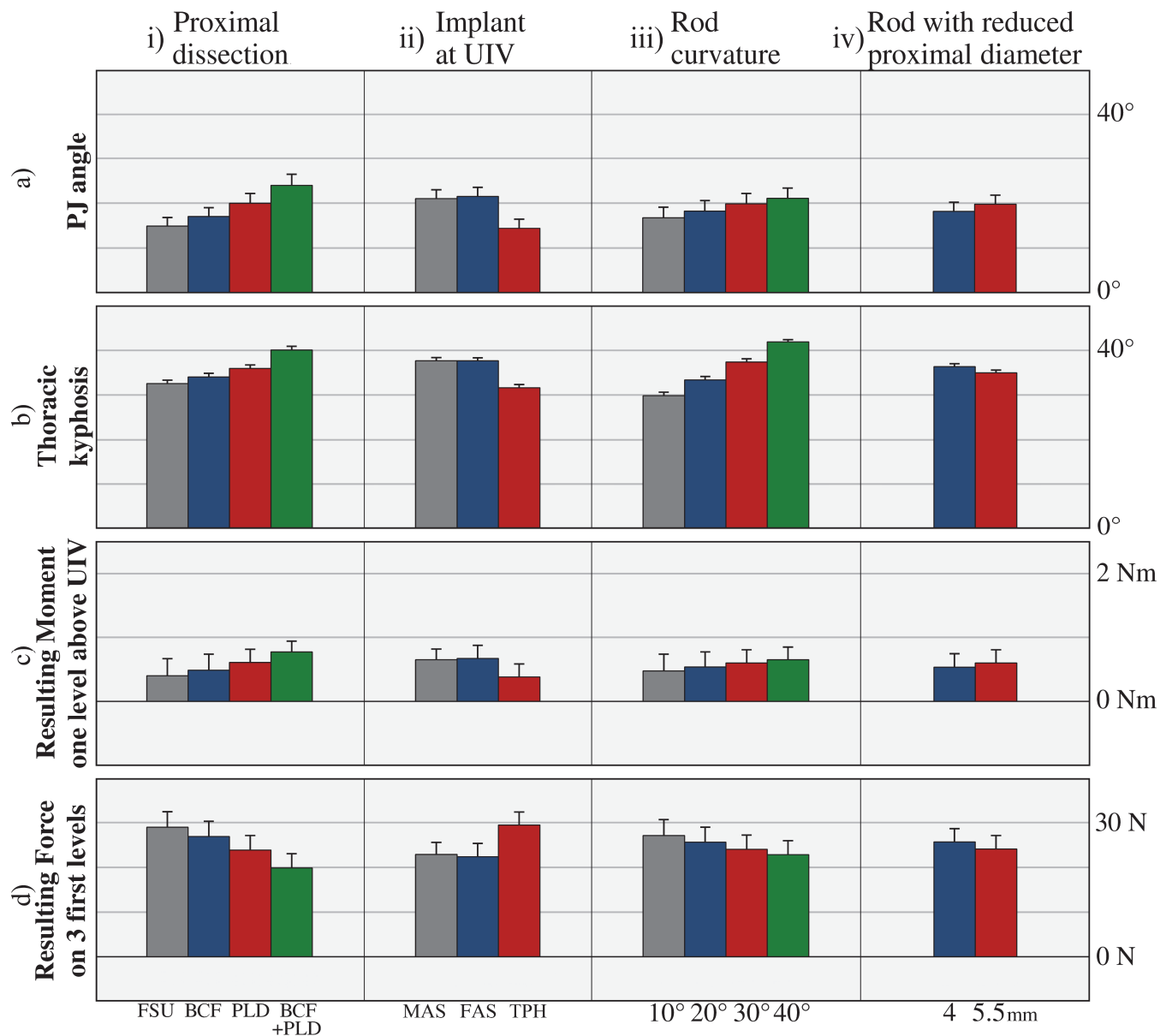


Figure 3.1 – Typical results for one case (#2): a) proximal junctional angle, b) thoracic kyphosis, c) flexion moment on UIV+1, and d) posteriorly directed force on the proximal spinal end with respect to: i) the proximal junctional dissection procedure (FSU: functional spinal unit; BCF: bilateral complete facetectomy; PLD: posterior ligaments dissection; and combined BCF and PLD), ii) the implant type at the UIV (FAS: fixed angle screw; MAS: multiaxial angle screw; TPH: transverse process hook), iii) the rod curvature, iv) the proximal transition rod diameter. Positive moments indicate that they act in the forward bending direction. All instrumentation variables are statistically significant at a p-value of 0.05. (PJ: proximal junctional; UIV: upper instrumented vertebra).

Case	Biomechanical index mean \pm SD [min, max]	Independent instrumentation variables			
		Proximal dissection	Implant type at UIV	Rod curvature	Rod with reduced proximal diameter
1	PJ angle (°)	25 \pm 4 [19, 33]	25 \pm 4 [19, 30]	25 \pm 2 [20, 30]	25 \pm 1 [22, 28]
	TK (°)	36 \pm 4 [34, 40]	36 \pm 3 [34, 39]	36 \pm 2 [34, 39]	36 \pm 1 [35, 37]
	UIV+1 moment (Nm)	0.8 \pm 0.2[0.4, 1.2]	0.8 \pm 0.2[0.4, 1.1]	0.8 \pm 0.1[0.5, 1.1]	0.8 \pm 0.1[0.6, 1.1]
	Proximal force (N)	18 \pm 1 [15, 20]	NS	18 \pm 1 [15, 20]	NS
2	PJ angle (°)	19 \pm 4 [15, 26]	19 \pm 4 [16, 23]	19 \pm 2 [16, 23]	19 \pm 1 [16, 22]
	TK (°)	36 \pm 3 [33, 41]	36 \pm 3 [32, 38]	36 \pm 5 [32, 42]	36 \pm 1 [34, 37]
	UIV+1 moment (Nm)	0.6 \pm 0.2[0.2, 0.9]	0.6 \pm 0.2[0.2, 0.9]	0.6 \pm 0.1[0.2, 0.8]	0.6 \pm 0.1[0.3, 0.8]
	Proximal force (N)	25 \pm 4 [20, 26]	25 \pm 4 [21, 25]	25 \pm 2 [22, 26]	25 \pm 1 [21, 26]
3	PJ angle (°)	18 \pm 3 [17, 24]	18 \pm 2 [17, 20]	NS	18 \pm 1 [18, 20]
	TK (°)	41 \pm 2 [39, 44]	41 \pm 1 [40, 43]	41 \pm 3 [39, 44]	NS
	UIV+1 moment (Nm)	0.5 \pm 0.1[0.2, 0.9]	0.5 \pm 0.1[0.2, 0.8]	0.5 \pm 0.1[0.2, 0.8]	NS
	Proximal force (N)	23 \pm 1 [21, 25]	23 \pm 1 [21, 25]	23 \pm 1 [22, 24]	NS
4	PJ angle (°)	23 \pm 3 [19, 29]	23 \pm 3 [19, 27]	23 \pm 1 [19, 26]	23 \pm 1 [20, 25]
	TK (°)	38 \pm 2 [35, 42]	38 \pm 1 [36, 40]	38 \pm 5 [34, 44]	38 \pm 1 [37, 39]
	UIV+1 moment (Nm)	0.7 \pm 0.1[0.4, 1]	0.7 \pm 0.1[0.4, 1]	0.7 \pm 0.1[0.4, 1]	NS
	Proximal force (N)	20 \pm 3 [19, 22]	20 \pm 3 [19, 22]	20 \pm 1 [20, 22]	20 \pm 1 [20, 21]
5	PJ angle (°)	14 \pm 4 [12, 18]	14 \pm 4 [12, 18]	14 \pm 2 [12, 18]	14 \pm 1 [13, 17]
	TK (°)	35 \pm 1 [30, 39]	NS	35 \pm 5 [29, 42]	NS
	UIV+1 moment (Nm)	0.4 \pm 0.1[0.1, 0.7]	0.4 \pm 0.1[0.2, 0.7]	0.4 \pm 0.1[0.2, 0.6]	NS
	Proximal force (N)	30 \pm 5 [25, 32]	30 \pm 5 [25, 32]	30 \pm 2 [26, 31]	30 \pm 1 [26, 31]
6	PJ angle (°)	15 \pm 3 [13, 20]	15 \pm 3 [13, 19]	15 \pm 1 [14, 19]	15 \pm 1 [14, 18]
	TK (°)	31 \pm 2 [30, 32]	31 \pm 3 [30, 33]	31 \pm 3 [30, 33]	NS
	UIV+1 moment (Nm)	0.4 \pm 0.1[0.2, 0.7]	0.4 \pm 0.1[0.2, 0.6]	0.4 \pm 0.1[0.3, 0.7]	NS
	Proximal force (N)	24 \pm 1 [22, 26]	NS	24 \pm 1 [23, 25]	NS

Table 3.4 – Changes in biomechanical indices for each patient. Positive moments indicate that they act in the forward bending direction. (NS: signifies that the independent instrumentation variable is not statistically correlated ($p > 0.05$); max: maximum; min: minimum; PJ: proximal junctional; SD: standard deviation; TK: thoracic kyphosis; UIV: upper instrumented vertebra).

3.2.8 Discussion

This biomechanical study is the first to compare the effect of different surgical strategies on the risk of PJK and since it specifically assesses the spinal forces, it may also estimate the relative significance of the independent instrumentation variables as potential risk factors for proximal junctional failure (PJF).

The comprehensive sensitivity analyses showed that the dissection of posterior intervertebral elements had significant undesirable effects favoring PJK. Instead, the use of transverse process hooks at UIV resulted in significantly lower PJ angle and flexion actions of proximal moment and forces because the hook-vertebra connection is less rigid than the screw-vertebra connection. This is consistent with studies reporting that the change in junctional kyphosis was significantly greater with all-pedicle-screw constructs compared with hooks^{5,6,10} and hybrid constructs⁵, since pedicle screws often affect the supra-adjacent facet capsule¹⁰. Using hooks at UIV decreases the structural rigidity of the instrumentation, providing a gradual stiffness transition to the proximal non-instrumented spinal segment until obtaining complete fusion, and allowing for less facet capsule and muscle disruption¹⁰. The combination of posterior element disruption and increased construct rigidity¹⁰ is thus confirmed to be an important biomechanical factor involved in PJK. Similarly, the use of tapered rods at the proximal end also reduces the risk for PJK until achieving complete fusion, but it should be well thought out²⁸ since it allowed higher TK and may result in implant pull-outs or pseudoarthrosis.

Our results also biomechanically support the clinical belief that increasing the rod curvature resulted in higher TK and PJ angle, proximal flexion moment and forces, and cervical lordosis, which allow a forward field of vision²⁹⁻³². Therefore, PJK would occur in response to loss or changes of thoracolumbar alignment³³.

The geometric characteristics of spinal models were less influential than the independent variables as general trends of all biomechanical indices were similar in all cases.

Although all findings are supported by numerical results at the early postoperative stage, this is

not seen as having an impact on this study since it is known from a clinical study that 59% of the total PJ angle progression at 2-year follow-up occurred within the first 8-weeks after the instrumentation⁵. Therefore, the instrumentation variables contributed significantly to the PJK development early after the surgery. The model involved some simplifications that did not affect the results because the focus was on the changing trends of the biomechanical indices rather than on their absolute numerical values. After all, the model reliability was ascertained as the differences between the simulated and immediate postoperative indices were all below 5°^{18,34,35}. To determine the exact biomechanical causes of PJK, further studies are necessary in order to simulate other surgical procedures (bending *in situ*, vertebral body osteotomies, etc.), to analyze other PJK cases, and to extensively test other instrumentation variables (such as the instrumentation material).

3.2.9 Conclusion

The individual effect of four different instrumentation variables and their biomechanical contribution to PJK were comprehensively assessed. Preserving more posterior intervertebral elements above the UIV, the use of transverse process hooks at UIV instead of screws, the use of tapered transition rods, and reducing the sagittal preoperative rod curvature allowed a decrease of biomechanical indices thought to be involved in the pathomechanisms of PJK.

The knowledge acquired in this numerical study in adult patients may help to better understand the biomechanical causes of PJK. Further studies are needed to develop a systematic approach to prevent or reduce the biomechanical risks of PJK and possible subsequent failures.

3.2.10 References

1. Glattes RC, Bridwell KH, Lenke LG, et al. Proximal junctional kyphosis in adult spinal deformity following long instrumented posterior spinal fusion: incidence, outcomes, and risk factor analysis. *Spine* 2005;30:1643-9.
2. Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, et al. Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis following segmental posterior spinal instrumentation and fusion: minimum

5-year follow-up. *Spine* 2005;30:2045-50.

3. Yagi M, King AB, Boachie-Adjei O. Incidence, Risk Factors, and Natural Course of Proximal Junctional Kyphosis: Surgical Outcomes Review of Adult Idiopathic Scoliosis. Minimum 5 Years of Follow-up. *Spine* 2012;37:1479-89.
4. Mendoza-Lattes S, Ries Z, Gao Y, et al. Proximal junctional kyphosis in adult reconstructive spine surgery results from incomplete restoration of the lumbar lordosis relative to the magnitude of the thoracic kyphosis. *The Iowa orthopaedic journal* 2011;31:199-206.
5. Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, et al. Proximal junctional kyphosis in adult spinal deformity after segmental posterior spinal instrumentation and fusion: minimum five-year follow-up. *Spine* 2008;33:2179-84.
6. Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis after 3 different types of posterior segmental spinal instrumentation and fusions: incidence and risk factor analysis of 410 cases. *Spine* 2007;32:2731-8.
7. Rhee JM, Bridwell KH, Won DS, et al. Sagittal plane analysis of adolescent idiopathic scoliosis: the effect of anterior versus posterior instrumentation. *Spine* 2002;27:2350-6.
8. Denis F, Sun EC, Winter RB. Incidence and risk factors for proximal and distal junctional kyphosis following surgical treatment for Scheuermann kyphosis: minimum five-year follow-up. *Spine* 2009;34:E729-E34.
9. Schairer WW, Carrer A, Deviren V, et al. Hospital Readmission After Spine Fusion for Adult Spinal Deformity. *Spine* 2013.
10. Helgeson MD, Shah SA, Newton PO, et al. Evaluation of proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis following pedicle screw, hook, or hybrid instrumentation. *Spine* 2010;35:177-81.
11. Blondel B, Wickman AM, Apazidis A, et al. Selection of fusion levels in adults with spinal deformity: an update. *The Spine Journal* 2013;13:464-74.

12. Watanabe K, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Proximal junctional vertebral fracture in adults after spinal deformity surgery using pedicle screw constructs: analysis of morphological features. *Spine* 2010;35:138-45.
13. DeWald CJ, Stanley T. Instrumentation-related complications of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65: surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality. *Spine* 2006;31:S144-S51.
14. Wang X, Aubin C-É, Crandall D, et al. Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities. *Clinical Biomechanics* 2011;26:548-55.
15. Wang X, Aubin C-É, Crandall D, et al. Biomechanical comparison of force levels in spinal instrumentation using monoaxial versus multi degree of freedom postloading pedicle screws. *Spine* 2011;36:E95-E104.
16. Cheriet F, Laporte C, Kadoury S, et al. A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2007;54:1356-8.
17. Delorme S, Petit Y, de Guise J, et al. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2003;50:989-98.
18. Aubin C-É, Bellefleur C, Joncas J, et al. Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine* 2011;36:E780-E90.
19. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, et al. Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *European Spine Journal* 1995;4:88-94.
20. Aubin C-É, Labelle H, Chevretils C, et al. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine* 2008;33:2143-52.

21. Panjabi mm, Brand RA, White AA. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics* 1976;9:185-92.
22. Gardner-Morse MG, Laible JP, Stokes I. Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis. *Journal of biomechanical engineering* 1990;112:481-3.
23. Petit Y, Aubin C-É, Labelle H. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2004;42:55-60.
24. Pearsall DJ, Reid JG, Livingston LA. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of biomedical engineering* 1996;24:198-210.
25. Kiefer A, Parnianpour M, Shirazi-Adl A. Stability of the human spine in neutral postures. *European Spine Journal* 1997;6:45-53.
26. Cidambi KR, Glaser DA, Bastrom TP, et al. Postoperative Changes in Spinal Rod Contour in Adolescent Idiopathic Scoliosis: An In Vivo Deformation Study. *Spine* 2012;37:1566-72.
27. Boudreault F. Comportement mécanique des unités fonctionelles : T3/74, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain. Department of Mechanical Engineering. Montreal: École Polytechnique de Montréal, 1994.
28. Cahill PJ, Wang W, Asghar J, et al. The use of a transition rod may prevent proximal junctional kyphosis in the thoracic spine after scoliosis surgery: a finite element analysis. *Spine* 2012;37:E687-E95.
29. Adams MA, Bogduk N, Burton K, et al. Growth and ageing of the lumbar spine. *The biomechanics of back pain*: Elsevier Health Sciences, 2006:98.
30. Middleditch A, Oliver J. Structure of the Vertebral Column. *Functional anatomy of the spine*: Butterworth-Heinemann, 2005:6.
31. Heary RF, Albert TJ. Scheuermann's Kyphosis. *Spinal deformities: the*

essentials: Thieme, 2007:194.

32. Hilibrand AS, Tannenbaum DA, Graziano GP, et al. The sagittal alignment of the cervical spine in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 1995;15:627-32.
33. Lee GA, Betz RR, Clements III DH, et al. Proximal kyphosis after posterior spinal fusion in patients with idiopathic scoliosis. *Spine* 1999;24:795-9.
34. Loder RT, Spiegel D, Gutknecht S, et al. The assessment of intraobserver and interobserver error in the measurement of noncongenital scoliosis in children ≤ 10 years of age. *Spine* 2004;29:2548-53.
35. Polly Jr DW, Kilkelly FX, McHale KA, et al. Measurement of lumbar lordosis: evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine* 1996;21:1530-5.

3.3 Aspects méthodologiques et résultats complémentaires

3.3.1 Détails sur le modèle biomécanique

Le modèle biomécanique du rachis préopératoire a été développé et personnalisé pour chaque patient en suivant une approche de modélisation multicorps. Il a ensuite été utilisé pour simuler les différentes manœuvres chirurgicales exécutées pour chacun des cas. Le modèle a été validé en comparant les simulations aux résultats chirurgicaux tels que mesurés à partir des reconstructions postopératoires. La différence des angles jonctionnels proximaux, des cyphoses thoraciques, des lordoses lombaires et des angles de Cobb de la courbure thoracique majeure était inférieure à 5° (en moyenne 2°). Ce modèle permet ainsi de simuler la réponse biomécanique per- et postopératoire de la colonne vertébrale soumise à différentes conditions limites, ainsi qu'aux efforts et déplacements dus aux manœuvres chirurgicales, à la gravité et aux activités postopératoires. Le niveau de détail de la modélisation a été déterminé en tenant compte des caractéristiques mécaniques des manœuvres chirurgicales et le temps de calcul. Des simplifications et approximations ont donc été adoptées telles que la linéarisation du comportement mécanique de certaines éléments du rachis et composants du système d'instrumentation. L'approche quasi-statique a été utilisée lors de la solution du modèle afin de réduire le temps de calcul relié à la complexité des effets dynamiques. Ceci se justifie par le fait que la vitesse d'exécution des manœuvres chirurgicales est assez basse ; ainsi leurs effets dynamiques sont négligables. Le modèle de simulation a été implémenté sur la plateforme logicielle d'ingénierie assistée par ordinateur Adams/View 2010 (MSC.Software Inc., Santa Ana, California, USA). Des modules ont également été développés sous MATLAB (Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) afin d'automatiser le processus de la personnalisation du modèle et de simuler des cas donnés. Un nombre important de simulations a été réalisé pour effectuer des études de sensibilité grâce à ces modules d'automatisation. Les détails de modélisation sont présentés dans les paragraphes suivants.

La colonne vertébrale a été modélisée comme une chaîne cinématique constituée des corps vertébraux reliés par des éléments intervertébraux. Les vertèbres de T1 à S1 ont été modélisées comme corps rigides (indéformables) compte tenu que ceux-ci sont au moins un ordre de grandeur plus rigides que les tissus mous intervertébraux, même en présence d'une mauvaise

qualité osseuse (McDonald, Percy et al. 2007). Ces corps rigides sont reliés successivement par des éléments flexibles (déformables) représentant les éléments intervertébraux.

L'effet de passer de la posture de décubitus ventral à la posture debout a été modélisé par l'application des forces gravitationnelles dues au poids du patient dans des directions appropriées. Ces forces sont appliquées à l'avant du centre de masse des corps vertébraux (Kiefer, Parnianpour et al. 1997) (cf. *table 3.1*, page 41) et leurs intensités sont proportionnelles au poids du patient, telles que spécifiées pour chaque niveau rachidien dans le modèle anthropométrique de Pearsall (1996) (cf. *table 3.1*, page 41).

Les propriétés mécaniques des éléments flexibles intervertébraux ont d'abord été définies en adaptant des données expérimentales publiées dans la littérature (Panjabi, Brand et al. 1976). Grâce à l'exploitation du test d'inflexion latérale et au modèle géométrique du rachis, ces données ont ensuite été ajustées à la géométrie et aux rigidités de chaque patient (cf. 3.3.1.2) (Petit, Aubin et al. 2004). On a alors défini comme point de départ une matrice de raideur moyenne \mathbf{K} caractérisant le comportement mécanique élastique d'unités fonctionnelles adjacentes. Chaque élément de cette matrice a été calculé comme moyenne des courbes linéarisées force-déplacement que Panjabi a obtenues expérimentalement *ex vivo* sur plusieurs unités vertébrales thoraciques (Panjabi, Brand et al. 1976). En définissant \mathbf{F} comme étant le vecteur des forces et des moments appliqués à chaque degré de liberté x existant entre deux vertèbres adjacentes, on a donc $\mathbf{F} = \mathbf{K}\mathbf{x}$, à savoir :

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 100 & 0 & 50 & 0 & -1640 & 0 \\ & 110 & 0 & 150 & 0 & 580 \\ & & 780 & 0 & -760 & 0 \\ & & & 1.48E5 & 0 & -8040 \\ & \text{symétrie} & & & 1.52E5 & 0 \\ & & & & & 1.53E5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \\ \phi_x \\ \phi_y \\ \phi_z \end{bmatrix} \quad \text{équation 3.1}$$

où les valeurs sont exprimées en Newton, millimètres et radians. La convention de signes et le système de référence utilisés sont présentés ci-dessous (figure 3.2).

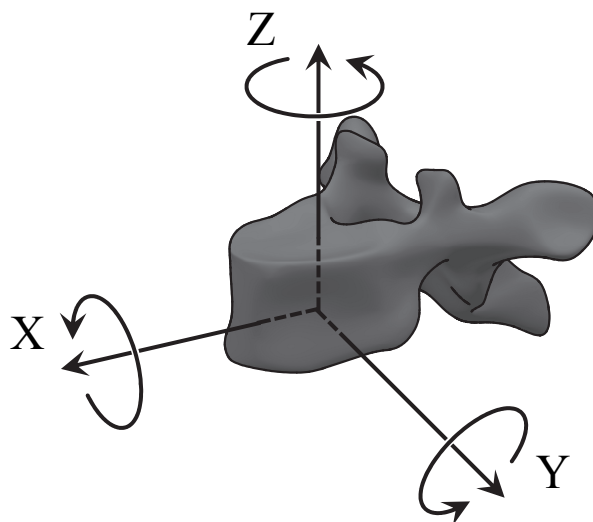


Figure 3.2 – Système de référence vertébrale et convention de signes utilisés.

3.3.1.1 Personnalisation géométrique du modèle pour un patient donné

Chaque modèle biomécanique spécifique à chacun des six patients de la cohorte a été personnalisé en termes de la morphologie de la colonne vertébrale et de la rigidité de celle-ci. La géométrie du rachis de chaque patient a été reconstruit grâce à une technique de reconstruction 3D (Cheriet, Dansereau et al. 1999; Cheriet, Laporte et al. 2007) et une approche de modélisation en forme libre de type krigeage (Trochu 1993; Aubin, Describes et al. 1995; Delorme, Petit et al. 2003). Deux radiographies (postéro-anérieure et latérale) du patient portant un objet de calibrage en position debout ont été acquises (figure 3.3). En premier lieu, pour chacune de ces deux radiographies, on a identifié 17 repères anatomiques pour chacune des vertèbres (trois repères sur les extrémités des apophyses transverses et épineuses, deux au niveau de chaque pédicule, et cinq sur le contour et au centre de chaque plateau vertébral).

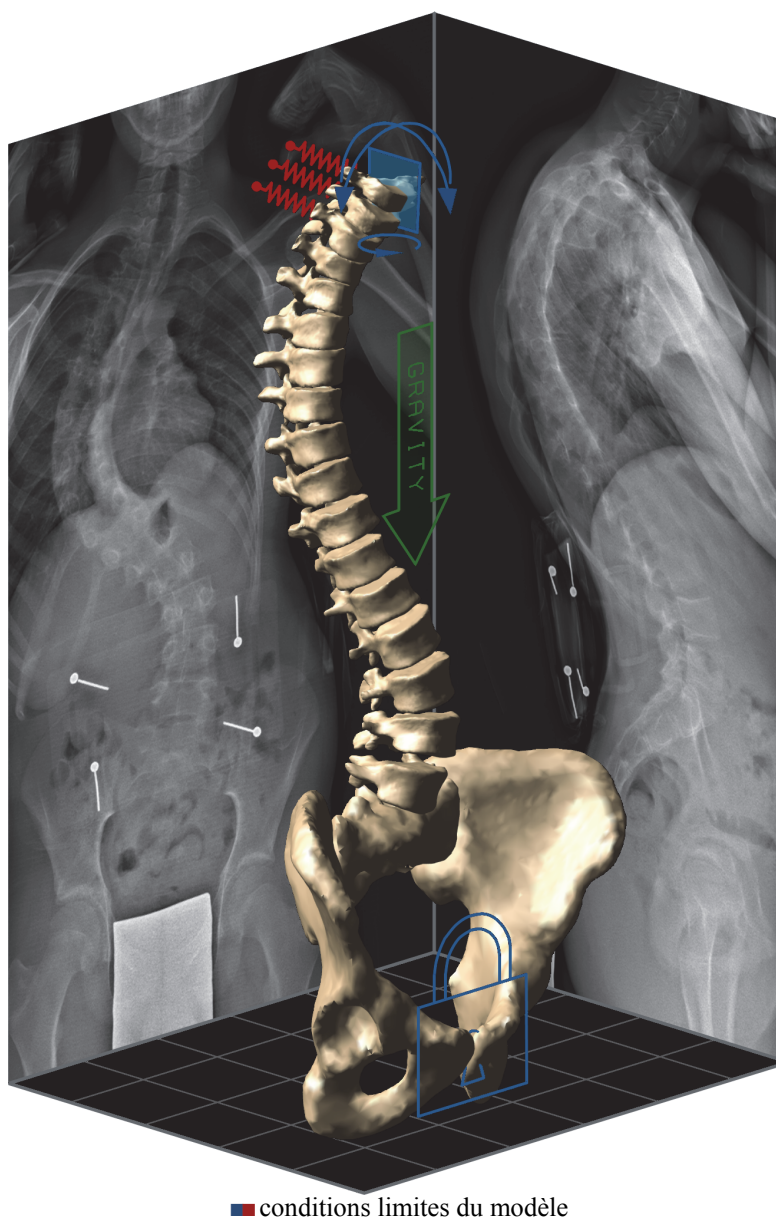





Figure 3.3 – Modèle biomécanique de la colonne vertébrale. La géométrie 3D a été reconstruite à partir de deux radiographies préopératoires. Les conditions limites ont été réalisées par l'intermédiaire de trois ressorts au niveau proximal et par une liaison de type encastrement sur le bassin.

En deuxième lieu, en utilisant un algorithme d'optimisation et d'auto-calibrage (Cheriet, Dansereau et al. 1999; Cheriet, Laporte et al. 2007), on a calculé les coordonnées 3D de ces repères anatomiques. En dernier lieu, on a utilisé ces coordonnées 3D pour y adapter la géométrie détaillée d'une vertèbre de référence à l'aide d'une technique de modélisation géométrique de

krigeage dual (*FFD, Free Form Deformation*) (Aubin, Descrimes et al. 1995; Delorme, Petit et al. 2003). La précision de cette technique en termes des indices géométriques du rachis est supérieure à celle mesurée sur les radiographies par les médecins (Labelle, Dansereau et al. 1995; Aubin, Bellefleur et al. 2011). Les radiographies de chacun des six cas de la cohorte se trouvent dans l'annexe 1.

La géométrie des deux tiges a été obtenue à l'aide d'un logiciel spécialement développé en environnement MATLAB GUIDE (*Graphical User Interface Development Environment*; Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) (figure 3.4). Pour accomplir cette tâche, ce logiciel utilise en entrée deux images radiographiques postopératoires (postéro-antérieure et latérale) et la reconstruction 3D de la géométrie rachidienne correspondante. Pour chaque image, on a d'abord identifié deux repères anatomiques vertébraux (les points de calibrage ) dont on connaît *a priori* les coordonnées réelles telles que tirées de la reconstruction 3D (en mm) et celles 2D rapportées à l'image (en pixels). À partir des coordonnées 2D (en pixels) des 10 points de contrôle de chaque tige (/) , on a ensuite extrapolé proportionnellement les coordonnées 3D correspondantes (en mm). Les deux profils ont finalement été reconstruits par l'interpolation de 10 points de contrôle 3D à l'aide d'une B-spline rationnelle non uniforme (*NURBS, Non-Uniform Rational Basis Splines*). La comparaison entre les résultats postopératoires du modèle et les résultats des radiographies a permis de valider le modèle et implicitement l'algorithme de reconstruction utilisé par ce logiciel.

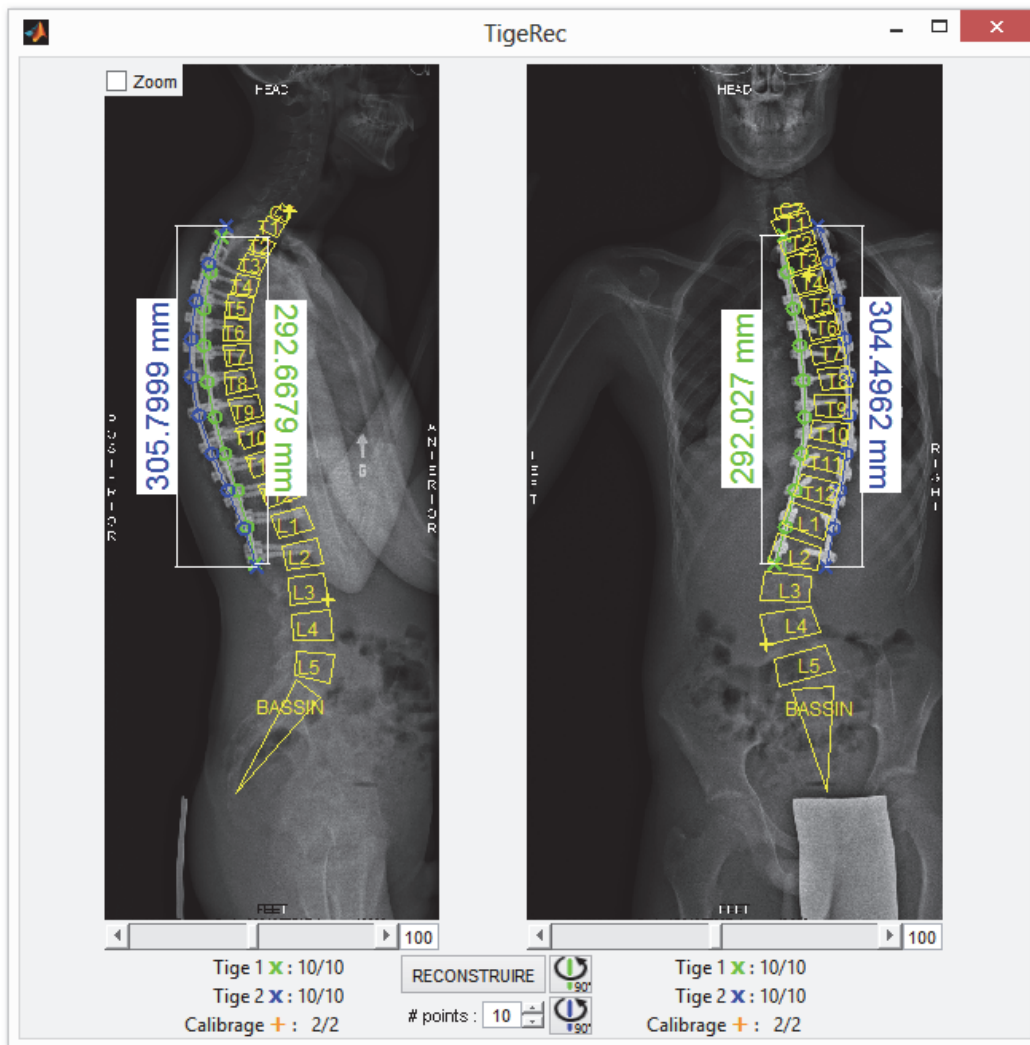


Figure 3.4 – Logiciel en langage MATLAB développé pour reconstruire le profil géométrique tridimensionnel de chaque tige.

3.3.1.2 Personnalisation mécanique à l'aide du test d'inflexion latérale

Le comportement mécanique des éléments flexibles intervertébraux a d'abord été modélisé comme une seule matrice de raideur dont les valeurs numériques sont définies en utilisant les données expérimentales des vertèbres thoraciques cadavériques (Panjabi, Brand et al. 1976). Étant donné que ces résultats ont été obtenus par des essais mécaniques *ex vivo* et puisque la raideur des joints intervertébraux varie d'un niveau vertébral à l'autre (Gardner-Morse and Stokes 1994; Stokes, Gardner-Morse et al. 1999; Aubin, Petit et al. 2003), cette matrice de

raideur intervertébrale a été personnalisée pour chaque courbure frontale du rachis à partir de la morphologie spécifique de chaque patient. Comme décrit par Petit et al. (2004), la géométrie 3D du rachis a été divisée en trois régions (figure 3.5.b) : thoraco-lombaire/lombaire (*TL/L*), thoracique proximale (*PT*), thoracique principale (*MT*).

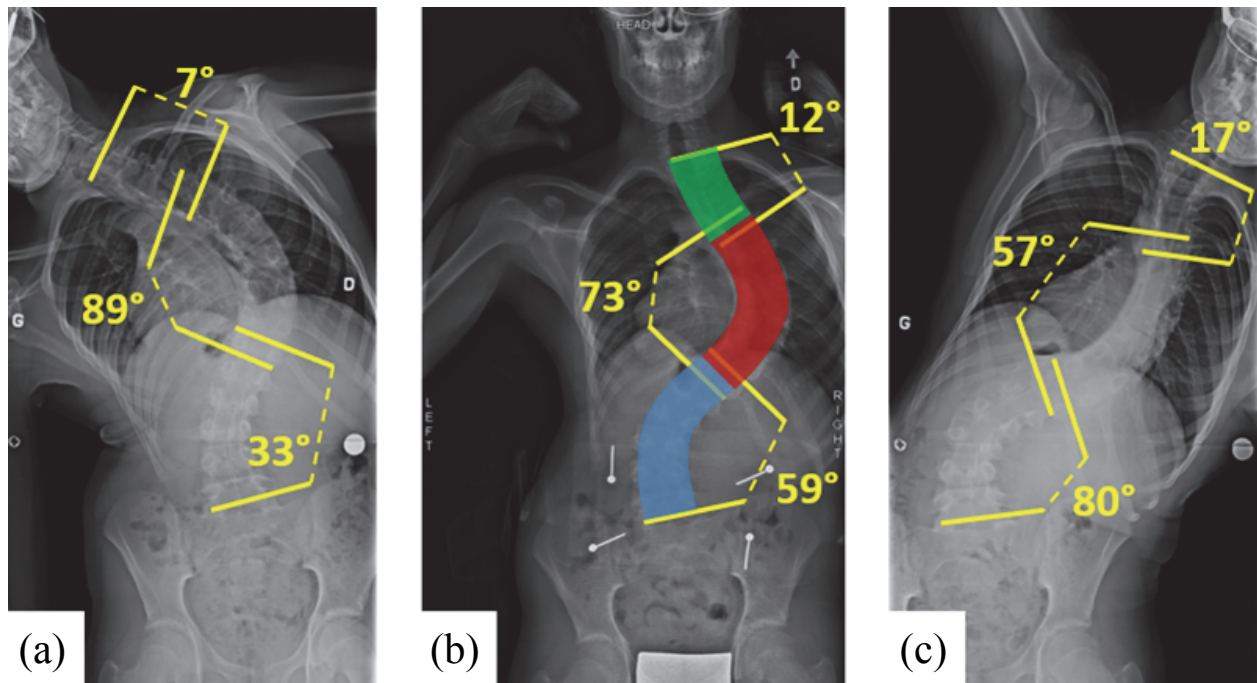


Figure 3.5 – Exemple des radiographies utilisées pour la personnalisation de la raideur rachidienne par le test d’inflexion latérale. (a : flexion latérale gauche ; b : position debout ; c : flexion latérale droite ; en bleu la région thoraco-lombaire/lombaire -TL/L-, en rouge la région thoracique intermédiaire -MT-, et en vert la région thoracique proximale -PT).

Pour chacune de ces trois régions, on a défini un facteur de multiplication p initialement unitaire tel que :

$$\mathbf{K}_r = p_r \mathbf{K} \quad \text{équation 3.2}$$

où \mathbf{K}_r est la matrice de raideur pour un segment rachidien donné ($r = TL/L$, MT ou PT), et \mathbf{K} est la matrice de raideur intervertébrale moyenne de Panjabi (équation 3.1).

Par la suite, en imposant numériquement à T1 et L5 les positions dans le plan frontal obtenues à partir des radiographies en flexion latérale droite et gauche (figure 3.5.a et .c), les trois facteurs

de multiplication $p_{TL/L}$, p_{MT} et p_{PT} , ont été itérativement optimisés jusqu'à ce que la fonction objectif ω soit minimisée. La fonction ω est définie comme la somme, pour les trois segments rachidiens, du carré des différences des angles de Cobb entre le modèle et les radiographies. Par conséquent, ce problème de minimisation a été formulé ainsi :

$$\min \quad \omega = \sum_{r=TL/L, MT, PT} \left(\text{AngleCobb}_{\text{modèle}_r} - \text{AngleCobb}_{\text{radiographies}_r} \right)^2 \quad \text{équation 3.3}$$

3.3.1.3 Modélisation mécanique de l'instrumentation

Les conditions limites ont d'abord été appliquées au niveau de T1 et au bassin : une contrainte de type encastrement au bassin bloquant tous les six degrés de liberté de celui-ci, et trois ressorts dans le plan sagittal connectant respectivement T1, T2, et T3 au système de coordonnées global (on a alors un seul degré de liaison bloquant la translation latérale droite/gauche de celles-ci) (cf. figure 3.3, page 58). L'orientation du bassin et la position de T1 estimées sur les radiographies postopératoires ont été appliquées au modèle. Étant donné que T1 peut effectivement bouger dans la direction de l'axe sagittal, une approche d'optimisation numérique qui réduit linéairement l'erreur par itérations successives a permis d'obtenir la position sagittale de T1 souhaitée avec une erreur inférieure à 1 mm.

Les vis monoaxiales, les composants des vis multiaxiales et les crochets ont été modélisés comme corps rigides compte tenu que leurs déformations sont négligeables par rapport à celles des éléments intervertébraux et à celles des interfaces vis-os. Une liaison cinématique de type sphérique a été définie entre les deux composants des vis multiaxiales. Les liaisons vis-vertèbres ont été modélisées comme des ressort à six dimensions dont les raideurs sont égales à 1000 N/mm et à 100 N · mm/° respectivement en translation et en torsion.

Chaque tige a été représentée par une série de 20 segments de poutre de Timoshenko (Oden and Ripperger 1981) dont les propriétés mécaniques sont les suivants : module de Young $E = 197 \text{ GPa}$, coefficient de Poisson $\nu = 0.3$, diamètre (constant) $\varnothing = 5.5 \text{ mm}$ et longueur L comme étant la longueur totale de chaque tige divisée par le nombre de segments.

Les connexions tige-implant établies par le serrage d'écrous de fixation ont été modélisées par

l'application des contraintes idéales du type encastrement entre chaque implant et le segment de la tige qui lui est plus proche.

3.3.1.4 Modélisation des dissections proximales

Quatre différents types de dissections chirurgicales proximales ont été modélisés en modifiant la matrice de raideur intervertébrale. Ceci a été réalisé à partir des données de caractérisation expérimentale de Boudreault (1994). Dans cette étude, des essais mécaniques *ex vivo* d'unités fonctionnelles T3-T4, T7-T8 et T12-L1 ont été réalisés d'abord sur des unités rachidiennes intactes, puis en pratiquant une facetectomie bilatérale complète et enfin en disséquant les ligaments postérieurs supraépineux et interépineux de ces mêmes unités rachidiennes. Afin de simuler l'effet de différents niveaux de dissection proximale, ces données expérimentales ont alors été exploitées dans le calcul de trois matrices de raideur intervertébrale. Ces matrices caractérisent trois types de procédures de dissection de l'unité fonctionnelle entre la vertèbre proximale instrumentée (VPI) et la vertèbre sus-jacente (VPI+1) (équation 3.2).

La matrice \mathbf{K}_{FBC} représentant l'effet d'une facetectomie bilatérale complète (FBC) a alors été calculée de la manière suivante :

$$\mathbf{K}_{\text{FBC}} = \mathbf{K}_r \circ \left[\begin{array}{c|ccc} 1 & & & 1 \\ \hline & 0.85 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 0.85 & 1 \\ & 1 & 1 & 0.63 \end{array} \right] \quad \text{équation 3.4}$$

où le symbole \circ est l'opérateur de multiplication de Hadamard (Johnson and Horn 1990) (soit la multiplication élément par élément). En pratique, à partir du rapport entre la raideur mesurée par Boudreault pour l'unité rachidienne après la facetectomie et la raideur de l'unité intacte, on a calculé que la FBC réduit les raideurs en rotation dans les plans frontal, sagittal et transverse, respectivement à 85%, 85% et 63% des valeurs initiales (c'est-à-dire ceux de l'unité rachidienne intacte). Ces valeurs ont donc été retenues pour représenter la matrice de raideur \mathbf{K}_{FBC} . De même, pour simuler l'effet de la dissection des ligaments postérieurs supraépineux et interépineux (DLP), la matrice de raideur \mathbf{K}_{DLP} a été calculée de la manière suivante :

$$\mathbf{K}_{\text{DLP}} = \mathbf{K}_r \circ \left[\begin{array}{c|ccc} 1 & & & 1 \\ \hline & 0.92 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 0.62 & 1 \\ & 1 & 1 & 0.86 \end{array} \right] \quad \text{équation 3.5}$$

En conclusion, l'effet combiné de la facetectomie bilatérale complète et de la dissection des ligaments postérieurs a été simulé par la matrice de raideur $\mathbf{K}_{\text{FBC+DLP}}$:

$$\mathbf{K}_{\text{FBC+DLP}} = \mathbf{K}_r \circ \left[\begin{array}{c|ccc} 1 & & & 1 \\ \hline & 0.78 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 0.47 & 1 \\ & 1 & 1 & 0.49 \end{array} \right] \quad \text{équation 3.6}$$

3.3.2 Variables indépendantes complémentaires

Les effets de deux autres variables indépendantes ont été simulés et analysés à l'aide d'un plan d'expériences qui complète l'étude présentée dans l'article scientifique (section 3.2.6.4). Ces variables sont le choix de la première VPI et le choix de l'équilibre postural postopératoire. Les modalités testées pour la première VPI étaient le niveau qui a été choisi lors de la chirurgie et le niveau sous-jacent. En outre, deux modalités utiles pour représenter différents cas d'équilibre sagittal postopératoire T1-S1 ont été modélisées : l'équilibre sagittal tel que mesuré sur les radiographies postopératoires de chaque patient (cf. annexe 1) et l'équilibre sagittal translaté postérieurement de 20 mm. Compte tenu de la présence de trois contraintes de type ressort sur le segment proximal, ces valeurs d'équilibre sagittal ont été obtenues numériquement par une approche d'optimisation itérative réduisant linéairement l'erreur jusqu'à ce qu'il soit inférieur à 1 mm.

Un second plan d'expériences a donc été construit avec six variables indépendantes (les quatre variables utilisées dans l'article scientifique, ainsi que les deux variables décrites dans le paragraphe précédent) en suivant une démarche similaire à celle présentée dans l'article et en

analysant les quatre mêmes variables dépendantes pour les six patients. Compte tenu des six variables chirurgicales indépendantes et de leurs modalités, toutes les 2304 combinaisons possibles d'un plan hybride factoriel complet ont été simulées (soient 384 stratégies chirurgicales différentes pour chaque patient).

3.3.3 Résultats de l'étude de sensibilité

Pour les 2304 simulations effectuées, l'angle JP moyen est passé de $1.5^\circ \pm 2.1^\circ$ (entre 0° et 5°) à $23^\circ \pm 3^\circ$ (entre 13° et 34°), tandis que la cyphose thoracique moyenne est passée de $25.8^\circ \pm 13.0^\circ$ (entre 10° et 46°) à $39^\circ \pm 2^\circ$ (entre 28° et 47°). Le moment de flexion sur la vertèbre supérieure à VPI était en moyenne de 0.8 ± 0.1 Nm (entre 0.2 et 1.3 Nm) et la force antéropostérieure résultante sur le segment rachidien proximal était en moyenne de 17 ± 3 N (entre 7 et 30 N). Le tableau 3.5 résume les moyennes de ces mesures biomécaniques pour chacun des cas cliniques.

Cas	Angle JP (°)	Cyphose Thoracique (°)	Moment sur VPI+1 (Nm)	Force proximale (N)
1	26 ± 4	40 ± 4	0.9 ± 0.2	14 ± 1
	19–34	35–47	0.5–1.3	9–19
2	23 ± 4	38 ± 3	0.8 ± 0.2	17 ± 4
	16–30	31–44	0.4–1.2	9–25
3	22 ± 3	43 ± 2	0.7 ± 0.1	17 ± 1
	18–28	39–47	0.4–1.1	12–22
4	26 ± 3	39 ± 2	0.9 ± 0.1	14 ± 3
	20–32	33–46	0.5–1.2	7–21
5	19 ± 4	34 ± 1	0.6 ± 0.1	21 ± 5
	13–26	28–41	0.2–1.0	11–30
6	20 ± 3	38 ± 2	0.7 ± 0.1	19 ± 1
	15–26	33–43	0.3–1.0	15–23

Tableau 3.5 – Moyenne, écart type et plage (min-max) de chaque indice biomécanique postopératoire pour les simulations des six cas. Les moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion (JP : jonctionnel proximal ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).

La tendance des résultats s'est avérée similaire dans tous les cas, avec aucune différence significative entre les six patients. L'analyse statistique réalisée par des tests ANOVA a montré que chacune des six variables chirurgicales indépendantes a un effet statistiquement significatif sur les quatre indices biomécaniques dépendants (valeur-p de l'ANOVA < 0.05). Pour les six cas

simulés, les six variables chirurgicales indépendantes n'ont pas toujours eu un effet statistiquement significatif sur chacun des quatre indices géométrico-mécaniques dépendants. Par exemple, le diamètre proximal des tiges n'a pas été statistiquement significatif 10 fois sur 24, le type d'implant et la définition de la VPI 3 fois sur 24, tandis que la courbure sagittale préopératoire des tiges et l'équilibre sagittal postopératoire 1 fois sur 24. À titre d'exemple, la figure 3.6 présente les résultats détaillés du deuxième patient analysé tandis que le tableau 3.6 résume les résultats pour les six patients (les graphiques des autres cinq patients se trouvent à l'annexe 2).

Pour tous les cas, les simulations entre VPI et VPI+1 de la facetectomie bilatérale complète, de la dissection des ligaments supra- et interépineux ou de leur combinaison ont eu un effet significatif sur tous les indices géométrico-mécaniques dépendants. Par rapport à l'unité rachidienne intacte, les trois différentes procédures de dissection proximale ont augmenté de manière non linéaire l'angle JP (respectivement de 8%, 23% et 42%), la cyphose thoracique (3%, 8% et 15%) et le moment de flexion résultant sur VPI+1 (11%, 31% et 58%). La force antéropostérieure résultante sur le segment rachidien proximal a été par contre diminuée de 6%, 15% et 28%.

Par rapport aux vis pédiculaires, l'utilisation des crochets transverses a diminué l'angle JP de 22%, la cyphose thoracique de 8% et le moment de flexion sur VPI+1 de 28%. La force proximale antéropostérieure a été par contre augmentée de 26%.

Par rapport à la tige dont la courbure sagittale préopératoire est égale à 10°, les tiges avec courbure de 20°, 30° et 40° ont respectivement augmenté l'angle JP de 5%, 10% et 16%, la cyphose de 9%, 18% et 27% et le moment de flexion sur VPI+1 de 7%, 14% et 21%. La force proximale antéropostérieure a été par contre diminuée de 4%, 9% et 13%.

La réduction du diamètre proximal des tiges de 5.5 mm jusqu'à 4 mm a fait diminuer l'angle JP de 5% et le moment de flexion sur VPI+1 de 6%. La cyphose n'a pratiquement pas été modifiée, alors que la force proximale antéropostérieure a été augmentée de 5%.

En instrumentant le rachis proximal un niveau de moins que celui choisi lors de la chirurgie, ceci a eu pour effet d'augmenter l'angle JP de 18%, la cyphose de 9% et le moment de flexion sur VPI+1 de 25%. La force proximale antéropostérieure a été par contre réduite de 16%.

Finalement, par rapport à l'équilibre sagittal postopératoire réel, le déplacement vers l'arrière de T1 de 20 mm a augmenté l'angle JP de 16%, la cyphose de 8% et le moment de flexion sur VPI+1 de 22%. La force proximale antéropostérieure a été par contre diminuée de 37%.

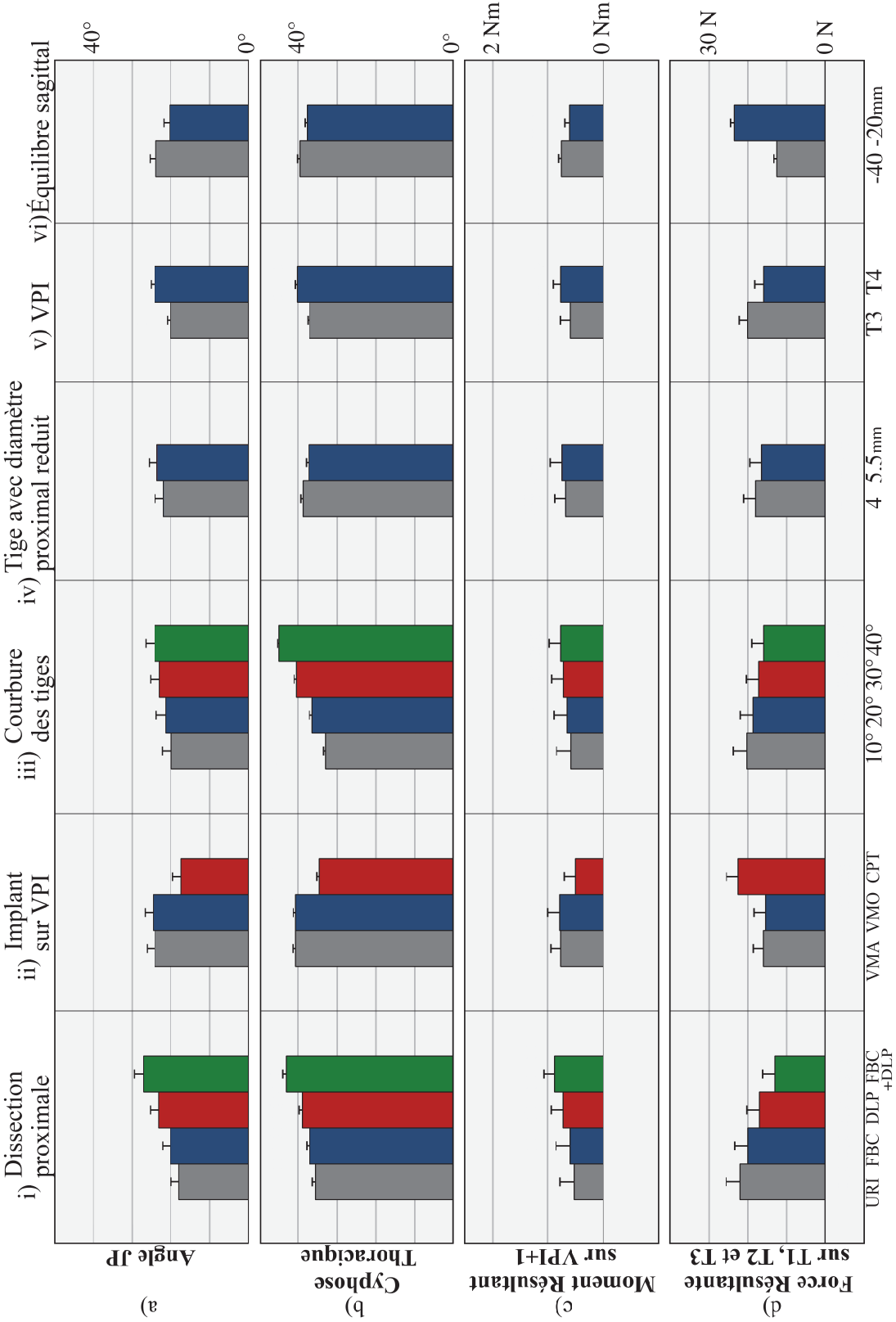


Figure 3.6 – Résultats typiques de l'étude (cas #2). En ordonnée : a) angle jonctionnel proximal, b) cyphose thoracique, c) moment de flexion sur VPI+1 et d) force antéropostérieure résultante sur le segment rachidien proximal. En abscisse : i) procédure de dissection proximale jonctionnelle (URI : unité rachidienne intacte ; FBC : facetectomie bilatérale complète ; DLP : dissection des ligaments postérieurs ; FBC + DLP), ii) type d'implant sur la VPI (VMA : vis multiaxiale ; VMO : vis monoaxiale ; CPT : crochet transverse), iii) courbure sagittale préopératoire des tiges, iv) diamètre proximal des tiges, v) niveau de la VPI et vi) équilibre sagittal postopératoire (déplacement de T1 par rapport à la droite sacrale médiale verticale). Des moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion. Toutes les variables indépendantes sont statistiquement significatives ($p < 0.05$). (JP : jonctionnel proximal ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).

Variables chirurgicales indépendantes							
Cas	Variables de réponse	Dissection proximale	Type d'implant sur VPI	Courbure des tiges	Tiges avec diamètre proximal réduit	Niveau de la VPI	Équilibre sagittal
1	Angle JP (°)	26±4 [20, 34]	26±4 [19, 31]	26±2 [21, 31]	26±2 [22, 29]	26±1 [25, 28]	26±0 [24, 28]
	Cyphose thoracique (°)	40±4 [35, 47]	40±3 [36, 43]	40±2 [37, 43]	40±1 [40, 42]	40±4 [37, 43]	40±3 [38, 43]
	Moment sur VPI+1 (Nm)	0.9±0.2 [0.5, 1.3]	0.9±0.2 [0.5, 1.2]	0.9±0.1 [0.5, 1.2]	0.9±0.1 [0.7, 1.1]	NS	0.9±0.0 [0.7, 0.9]
	Force proximale (N)	14±1 [9, 19]	NS	14±1 [10, 18]	NS	NS	14±4 [11, 19]
2	Angle JP (°)	23±4 [17, 30]	23±4 [16, 28]	23±2 [18, 27]	23±1 [20, 25]	23±3 [20, 26]	23±2 [20, 26]
	Cyphose thoracique (°)	38±3 [34, 43]	38±3 [33, 40]	38±5 [31, 44]	38±1 [37, 39]	38±2 [36, 40]	38±1 [36, 39]
	Moment sur VPI+1 (Nm)	0.8±0.2 [0.4, 1.2]	0.8±0.2 [0.4, 1.1]	0.8±0.1 [0.4, 1.1]	0.8±0.1 [0.6, 1.0]	0.8±0.1 [0.5, 1.0]	0.8±0.1 [0.6, 0.9]
	Force proximale (N)	17±4 [9, 25]	17±4 [11, 25]	17±2 [12, 23]	17±1 [14, 21]	17±3 [13, 21]	17±8 [11, 23]
3	Angle JP (°)	22±3 [18, 28]	22±2 [18, 25]	NS	22±1 [20, 23]	22±2 [20, 24]	22±2 [18, 24]
	Cyphose thoracique (°)	43±2 [41, 47]	43±1 [42, 45]	43±3 [39, 47]	NS	43±3 [41, 46]	43±1 [43, 46]
	Moment sur VPI+1 (Nm)	0.7±0.1 [0.4, 1.1]	0.7±0.1 [0.4, 1]	0.7±0.0 [0.4, 1.0]	NS	0.7±0.1 [0.5, 0.9]	0.7±0.1 [0.5, 0.8]
	Force proximale (N)	17±1 [13, 21]	17±1 [14, 21]	17±0 [14, 20]	NS	17±1 [14, 20]	17±6 [13, 23]
4	Angle JP (°)	26±3 [21, 32]	26±3 [20, 30]	26±1 [22, 30]	26±1 [23, 28]	26±3 [23, 29]	26±1 [24, 28]
	Cyphose thoracique (°)	39±2 [36, 43]	39±1 [37, 41]	39±5 [33, 46]	39±1 [38, 41]	39±1 [38, 40]	39±1 [38, 41]
	Moment sur VPI+1 (Nm)	0.9±0.1 [0.5, 1.2]	0.9±0.1 [0.5, 1.2]	0.9±0.1 [0.6, 1.2]	NS	0.9±0.1 [0.6, 1.1]	0.9±0.0 [0.7, 0.9]
	Force proximale (N)	14±3 [7, 21]	14±3 [9, 21]	14±1 [10, 19]	14±1 [11, 18]	14±3 [10, 18]	14±5 [10, 19]
5	Angle JP (°)	19±4 [14, 26]	19±4 [13, 24]	19±2 [15, 23]	19±1 [16, 22]	19±4 [15, 23]	19±2 [16, 23]
	Cyphose thoracique (°)	34±1 [33, 36]	NS	34±5 [28, 41]	NS	NS	NS
	Moment sur VPI+1 (Nm)	0.6±0.1 [0.2, 1.0]	0.6±0.1 [0.3, 0.9]	0.6±0.1 [0.3, 0.9]	NS	0.6±0.2 [0.3, 0.9]	0.6±0.1 [0.5, 0.8]
	Force proximale (N)	21±5 [11, 30]	21±5 [15, 30]	21±2 [15, 27]	21±2 [17, 26]	21±6 [14, 28]	21±5 [16, 26]
6	Angle JP (°)	20±3 [16, 26]	20±3 [15, 24]	20±1 [17, 24]	20±1 [18, 22]	20±2 [18, 23]	20±4 [16, 25]
	Cyphose thoracique (°)	38±2 [35, 42]	38±3 [33, 40]	38±3 [33, 42]	NS	38±4 [34, 41]	38±6 [33, 43]
	Moment sur VPI+1 (Nm)	0.7±0.1 [0.3, 1.0]	0.7±0.1 [0.4, 1.0]	0.7±0.0 [0.4, 0.9]	NS	0.7±0.1 [0.4, 0.9]	0.7±0.2 [0.5, 0.8]
	Force proximale (N)	19±1 [15, 23]	NS	19±0 [16, 23]	NS	19±1 [16, 22]	19±5 [15, 23]

Tableau 3.6 – Réponses des indices géométrico-mécaniques dépendants (moyenne ± écart type [min, max]). Des moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion. (NS signifie que la variable chirurgicale testée n'est pas statistiquement significative (p > 0.05) ; JP : jonctionnel proximal ; max : maximum ; min : minimum ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).

CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette étude biomécanique a permis d'analyser l'effet de différentes stratégies chirurgicales sur les indices géométrico-mécaniques liés à la cyphose jonctionnelle proximale (CJP). Elle se démarque des études précédentes qui étaient réalisées presque exclusivement à partir de données cliniques rétrospectives (Glattes, Bridwell et al. 2005; Kim, Bridwell et al. 2008; Denis, Sun et al. 2009; Helgeson, Shah et al. 2010; Wang, Zhao et al. 2010; Mendoza-Lattes, Ries et al. 2011; Yagi, King et al. 2012; Ha, Maruo et al. 2013). L'exploitation du modèle numérique d'instrumentation rachidienne a permis d'investiguer des aspects biomécaniques qui peuvent difficilement être analysés *in vivo* ou *in vitro*.

Dans les prochaines sections, on présente une interprétation biomécanique des résultats de cette étude et on discute de l'effet des simplifications du modèle sur les résultats.

4.1 Interprétation biomécanique des résultats

Les simulations effectuées dans le cadre du plan d'expériences incluant les deux variables indépendantes complémentaires confirment les résultats du plan d'expériences réalisé et discuté dans l'article scientifique (paragraphe 3.2.8).

L'angle JP est diminué à cause de la préservation des structures ostéo-ligamentaires sus-jacentes à l'instrumentation, la réduction du diamètre proximal des tiges, l'utilisation de crochets transverses sur la vertèbre proximale instrumentée (VPI), la diminution de la courbure sagittale préopératoire des tiges, le déplacement en avant de l'équilibre sagittal postopératoire, ainsi que de l'extension proximale de l'instrumentation d'un niveau vertébral. Cette même combinaison de variables chirurgicales contribue à réduire l'état de sollicitations en flexion dues aux forces et moments proximaux, ce qui a pour effet de réduire davantage les risques d'apparition et de progression de la CJP. D'un point de vue général, cela est biomécaniquement interprétable compte tenu d'une transition de raideur plus graduelle entre le segment rachidien instrumenté et celui non instrumenté. L'utilisation de crochets sur la VPI a en fait engendré moins de contraintes mécaniques sur le niveau sus-jacent à l'instrumentation, comme ce qui est rapporté également par Glos et al. (2013) et par Hassanzadeh et al. (2013). Compte tenu de la différence de raideur entre le segment proximal instrumenté (quelle que soit sa configuration) et le segment rachidien sus-jacent, la dynamique proximale est en fait sensible au type d'implant sur la VPI parce que la

raideur en torsion de la connexion crochets-VPI est plus petite que la raideur en torsion de la connexion vis-VPI. Dans le modèle, les crochets ont été attachés aux apophyses transverses de la VPI par l'intermédiaire d'un joint sphérique, alors que les vis ont été ancrées dans les pédicules de la VPI par l'intermédiaire d'un ressort élastique à six degrés de liberté. De la même façon, comme constaté également par Cahill et al. (2012) à l'aide d'un modèle éléments finis, la réduction du diamètre proximal des tiges diminue la raideur proximale de l'instrumentation en permettant d'atténuer davantage la différence de rigidité entre le segment rachidien instrumenté et le segment non instrumenté. En outre, conformément aux études de Kim et al. (2006; 2007), l'augmentation de la cyphose thoracique T4-T12 causée dans le modèle par l'augmentation de la courbure sagittale préopératoire des tiges a intensifié les sollicitations mécaniques agissant sur le segment jonctionnel et par conséquent l'angle JP.

La force vers l'arrière qui est exercée proximale par les muscles extenseurs afin de contrebalancer le déplacement antérieur du centre de masse du patient a été schématisée en ajoutant des ressorts sur les trois premières vertèbres thoraciques. Comme rapporté par Zander et al. (2003) à l'aide d'une analyse ÉF, le maintien de l'équilibre postural à travers ces éléments élastiques postérieurs et ces forces gravitationnelles antérieures a un effet similaire à celui du *follower load* (Patwardhan, Havey et al. 1999), ce qui a été rapporté avoir un impact mineur sur les rotations inter-segmentaires de spécimens cadavériques (Rohmann, Neller et al. 2001).

La force proximale antéropostérieure est significativement réduite par les différentes procédures de dissection proximale (des degrés de dissection plus élevés entraînent des forces plus petites). Ce résultat est biomécaniquement interprétable compte tenu de l'action entreprise par cette force pour maintenir l'équilibre postural. Étant donné que les positions sagittales du bassin et de T1 sont numériquement imposées par les conditions limites, alors l'augmentation de l'angle JP due à l'effet isolé de la dissection se traduit dans le déplacement en arrière des vertèbres non contraintes (figure 4.1). Il en résulte la réduction du déséquilibre statique global (distance sagittale entre S1 et le centre de masse du complexe tronc-bras-tête) et donc une réduction proportionnelle de la force proximale antéropostérieure contrebalançant ce déséquilibre mécanique. Étant donné que cette force postérieure exerce un moment d'extension sur le rachis proximal, alors la dissection des structures ostéo-ligamentaires sus-jacentes à l'instrumentation

contribue plus à l'augmentation de l'angle JP et au risque de progression de la CJP. Par ailleurs, les résultats révèlent que la dissection proximale augmente également le moment de flexion sagittale résultant sur la première vertèbre proximale non instrumentée (VPI+1), lequel est directement proportionnel à l'angle JP. D'autre part, d'un point de vue physiopathologique, les endommagements accidentels dus à la dissection proximale compromettent partialement la capacité des muscles paravertébraux extenseurs à agir sur les niveaux proximaux.

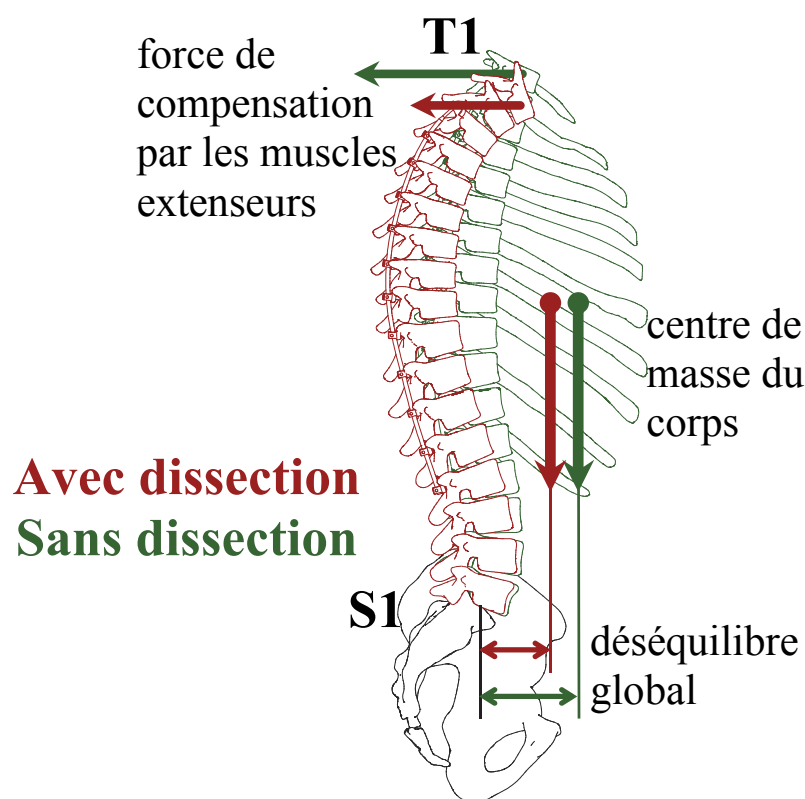


Figure 4.1 – Effet isolé de la dissection proximale sur la biomécanique proximale de la colonne vertébrale. Suite exclusivement à la dissection proximale, le rachis est déplacé vers l'arrière ce qui réduit la force antéropostérieure résultante proximale pour le maintien de l'équilibre postural. Ceci contribue plus à l'augmentation de l'angle jonctionnel proximal.

D'une manière similaire, la translation en arrière de 20 mm de l'équilibre sagittal T1-S1 réduit le déséquilibre statique global et implique alors la diminution de la force proximale antéropostérieure nécessaire pour maintenir la posture verticale (figure 4.2). Les résultats révèlent également que ceci est corrélé à l'augmentation de l'angle JP et du moment de flexion sagittale. Ce résultat est cohérent avec les données de la littérature scientifique, selon lesquelles le

déplacement postérieur de C7 suite à une chirurgie rachidienne est un facteur de risque de la CJP (Yagi, King et al. 2012). Étant donné que cette force antéropostérieure exerce un moment d'extension sur le rachis proximal, alors sa diminution ne peut que contribuer à l'augmentation de l'angle JP et du risque de progression de la CJP. Tout cela suggère que les phénomènes de compensation postopératoires nécessaires pour maintenir le champ de vue horizontal (Hilibrand, Tannenbaum et al. 1995; Middleditch and Oliver 2005; Adams, Bogduk et al. 2006; Heary and Albert 2007) (qu'il s'agisse notamment de la translation de la tête, de la variation de la cyphose thoracique ou de la lordose cervicale) peuvent être une cause potentielle de la CJP.

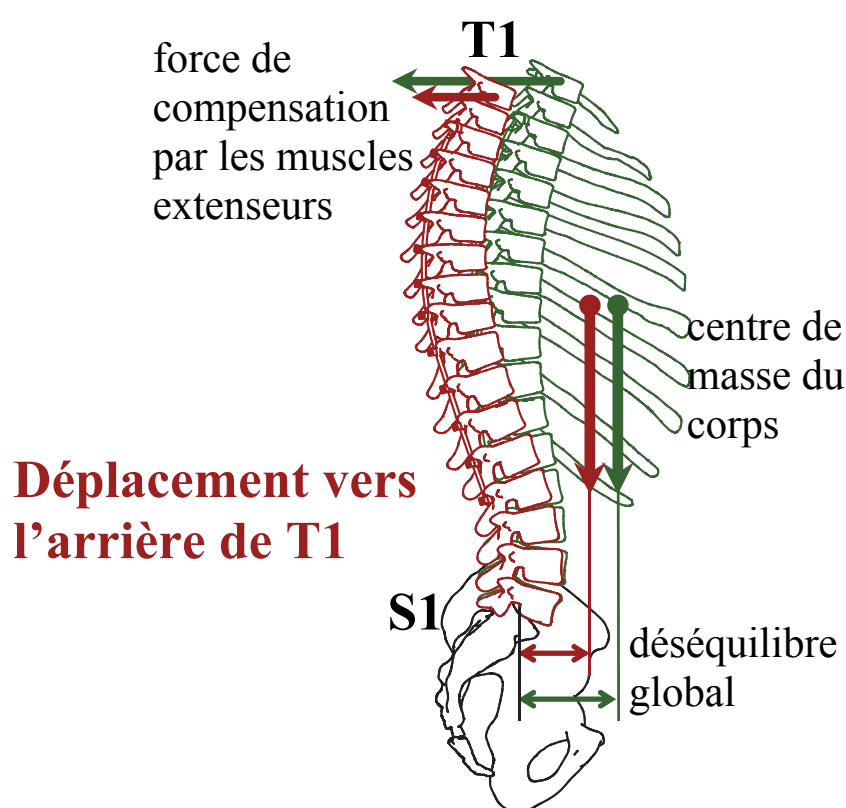


Figure 4.2 – Effet de l'équilibre sagittal sur la biomécanique proximale de la colonne vertébrale. La translation en arrière de l'équilibre sagittal T1-S1 entraîne un déplacement postérieur du rachis qui réduit la force antéropostérieure résultante proximale pour le maintien de l'équilibre postural. Puisque cette force génère un moment d'extension proximal, alors la translation en arrière de l'équilibre sagittal contribue plus à l'augmentation de l'angle jonctionnel proximal.

L'instrumentation du rachis proximal un niveau de moins que celui choisi lors de la chirurgie a

entraîné une diminution statistiquement significative de la force proximale antéropostérieure et une augmentation de l'angle JP et du moment de flexion sagittale, (conformément à Ha, Maruo et al. 2013). D'un point de vue biomécanique, cette réduction proximale de la longueur de l'instrumentation implique (1) l'augmentation de la force gravitationnelle appliquée sur VPI+1 et (2) une plus grande flexibilité du rachis non instrumenté. Bien qu'il ait déjà été établi que le choix des segments à instrumenter pour traiter les pathologies vertébrales exige une évaluation rigoureuse et complexe de la déformation tridimensionnelle du rachis (Shufflebarger, Suk et al. 2006), pour le choix de la VPI on devrait aussi considérer que l'extension proximale de l'instrumentation peut réduire biomécaniquement le risque d'apparition de la CJP.

Afin de valider le modèle, les indices radiographiques postopératoires ont été comparés avec les indices géométriques mesurés après la simulation de la chirurgie réelle de chaque patient. Bien que les propriétés viscoélastiques des articulations intervertébrales aient été négligées (équation 3.1), on a en fait exploité les données moyennes thoraciques que Panjabi (1976) a calculées expérimentalement en linéarisant les courbes force-déplacement d'essais mécaniques exécutés sur deux vertèbres adjacentes. De manière plus détaillée, il a appliqué des valeurs de charge comparables à la biomécanique *in vivo* de manière progressive et pendant au moins quatre minutes (Panjabi, Brand et al. 1976), ce qui a permis d'atteindre 97% de la valeur asymptotique de la déformation (Hirsch and Nachemson 1954). En outre, cette matrice de raideur intervertébrale a été personnalisée à partir de données cinématiques essentiellement dans le plan frontal. Le comportement mécanique 3D du rachis a donc été divisé en trois segments dont les matrices de raideur ont été ajustées à l'aide du test d'inflexion latérale (Petit, Aubin et al. 2004). Bien que la CJP soit plutôt un phénomène dans le plan sagittal, ce type de personnalisation n'a pas eu un effet important relativement à l'atteinte des objectifs spécifiques. En effet, cette personnalisation avait un effet principalement sur les forces pour le segment instrumenté, alors que ce sont l'équilibre sagittal postopératoire et les forces de réaction de la gravité et des conditions limites au-dessus du rachis instrumenté qui conditionnent davantage les conditions biomécaniques susceptibles d'influencer la CJP. Dans tous les cas, l'exploitation concrète dans le contexte clinique des évidences ressorties de ce projet exige que les résultats de cette analyse numérique soient confirmés par des études cliniques ou expérimentales.

Enfin, étant donné que la modélisation multicorps permet d'évaluer les forces et les moments

agissant sur le rachis et sur l'instrumentation, un affinement du modèle à travers l'inclusion des propriétés élasto-plastiques de ses composants permettrait d'introduire des manœuvres chirurgicales supplémentaires (cintrage *in situ* des tiges, ostéotomies, etc.) et d'évaluer le risque associé à différentes stratégies chirurgicales par rapport à d'autres problèmes de défaillances jonctionnelles proximales (*Proximal Junctional Failure*) qui ont un fort impact clinique (i.e. fracture du corps vertébral de la VPI ou VPI+1, résection postérieure ostéo-ligamentaire ou perte de connexion à l'interface implant-VPI) (Hart, McCarthy et al. 2013).

CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Dans le cadre de ce projet de maîtrise, un modèle biomécanique de la chirurgie d'instrumentation vertébrale a été développé et validé (objectif technologique) afin d'analyser biomécaniquement l'effet individuel sur la cyphose jonctionnelle proximale (CJP) de six variables chirurgicales :

1. la procédure de dissection chirurgicale proximale,
2. l'implant sur la vertèbre proximale instrumentée (VPI),
3. la courbure préopératoire sagittale des tiges,
4. le diamètre proximal des tiges,
5. la vertèbre désignée en tant que VPI et
6. l'équilibre sagittal postopératoire.

Chacune de ces six variables chirurgicales a entraîné une augmentation statistiquement significative de l'angle jonctionnel proximal et des autres indices géométrico-mécaniques liés à la CJP (valeur-p de l'ANOVA < 0.05) (objectif spécifique #1). On en déduit que les risques de survenue et de progression de cette complication postopératoire peuvent être potentiellement réduits grâce à une combinaison des variables chirurgicales testées qui atténue les conditions biomécaniques associées à la progression de la CJP (objectif spécifique #2).

De manière plus spécifique, les résultats obtenus au cours de cette analyse biomécanique montrent que les risques de survenue et de progression de la CJP sont réduits par : (1) la préservation des éléments ostéo-ligamentaires sus-jacents à l'instrumentation, (2) l'utilisation de crochets transverses sur la VPI, (3) la diminution de la courbure sagittale préopératoire des tiges, (4) la réduction du diamètre proximal des tiges, (5) la translation antérieure de l'équilibre sagittal T1-S1 suite à la chirurgie et (6) l'extension proximale de l'instrumentation.

Bien que ces conclusions nécessitent d'être aussi confirmées par des études cliniques complémentaires, les recommandations proposées peuvent déjà être appliquées dans le cadre de l'évaluation du risque associé aux différentes modalités testées pour chacune des six variables chirurgicales indépendantes.

En perspective, le modèle biomécanique utilisé pour ce projet de maîtrise pourrait être amélioré

en incluant les vertèbres cervicales et le crâne. Ceci permettrait en fait d'évaluer biomécaniquement l'effet sur la CJP des phénomènes de compensation morphologique visant à maintenir le champ de vue horizontal (Hilibrand, Tannenbaum et al. 1995; Middleditch and Oliver 2005; Adams, Bogduk et al. 2006; Heary and Albert 2007). En outre, l'affinement du comportement mécanique des matériaux permettrait d'introduire des manœuvres chirurgicales telles que le cintrage *in situ* et les ostéotomies ainsi que d'évaluer le risque de défaillances jonctionnelles proximales (*Proximal Junctional Failure*).

En définitive, ce travail de maîtrise constitue une contribution originale à la compréhension de la biomécanique de la CJP. De ce travail, on peut conclure que des stratégies chirurgicales réduisant la différence de raideur rachidienne en correspondance de la VPI permettraient d'améliorer les conditions biomécaniques susceptibles de réduire les risques d'apparition et de progression de la CJP.

RÉFÉRENCES

- (NIAMS) N. I. o. A. a. M. a. S. D. (2008). Scoliosis in Children and Adolescents. U. S. D. o. H. a. H. Services. Bethesda, MD, NIH Publication. **01-4862** 3.
- Adams M. A., Bogduk N., Burton K. and Dolan P. (2006). Growth and ageing of the lumbar spine. The biomechanics of back pain, Elsevier Health Sciences. **55**: 98.
- Anderson A. L., McIff T. E., Asher M. A., Burton D. C. and Glattes R. C. (2009). "The effect of posterior thoracic spine anatomical structures on motion segment flexion stiffness." Spine **34**(5): 441-446.
- Annis P., Daubs M., Lawrence B. and Brodke D. (2012, 27/10/2013). "Proximal Junctional Fractures (PJFs) after Adult Deformity Surgery." from <http://epostersonline.s3.amazonaws.com/spine2012/spine2012.031011c.NORMAL.pdf>.
- Aubin C.-É., Bellefleur C., Joncas J., de Lanauze D., Kadoury S., Blanke K., Parent S. and Labelle H. (2011). "Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis." Spine **36**(12): E780-E790.
- Aubin C.-É., Describes J. L., Dansereau J., Skalli W., Lavaste F. and Labelle H. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. Annales de chirurgie.
- Aubin C.-É., Labelle H., Chevretils C., Desroches G., Clin J. and Eng A. B. M. (2008). "Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries." Spine **33**(20): 2143-2152.
- Aubin C.-É., Labelle H. and Ciolofan O. C. (2007). "Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis." European Spine Journal **16**(1): 57-64.
- Aubin C.-É., Petit Y., Stokes I. A., Poulin F., Gardner-Morse M. and Labelle H. (2003). "Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine." Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering **6**(1): 27-32.
- Berven S. H., Rawlins B. A. and Lenke L. G. (2005). CD HORIZON ENGAGE™ 6.35 - Spinal System Surgical Technique. I. Medtronic Sofamor Danek USA. Memphis, TN.
- Blondel B., Wickman A. M., Apazidis A., Lafage V. C., Schwab F. J. and Bendo J. A. (2013). "Selection of fusion levels in adults with spinal deformity: an update." The Spine Journal **13**(4): 464-474.
- Boudreault F. (1994). Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain. Masters, École Polytechnique de Montréal.
- Cahill P. J., Wang W., Asghar J., Booker R., Betz R. R., Ramsey C. and Baran G. (2012). "The use of a transition rod may prevent proximal junctional kyphosis in the thoracic spine after scoliosis surgery: a finite element analysis." Spine **37**(12): E687-E695.
- Carman D. L., Browne R. H. and Birch J. G. (1990). "Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs: intraobserver and interobserver variation." Journal of bone and joint surgery. American volume **72**(3): 328-333.

- Cheng I., Hay D., Iezza A., Lindsey D. and Lenke L. G. (2010). "Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws." Spine **35**(10): 1039.
- Cheriet F., Dansereau J., Petit Y., Aubin C.-É., Labelle H. and de Guise J. (1999). "Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage." International journal of pattern recognition and artificial intelligence **13**(05): 761-779.
- Cheriet F., Laporte C., Kadoury S., Labelle H. and Dansereau J. (2007). "A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images." IEEE Transactions on Biomedical Engineering **54**(7): 1356-1358.
- Chi J. H., Lee R. and Mummaneni P. V. (2007). "Concepts of surgical correction-segmental derotation and translation techniques." Neurosurgery Clinics of North America **18**(2): 325-328.
- Cho K. J., Suk S. I., Park S. R., Kim J. H., Kim S. S., Choi W. K., Lee K. Y. and Lee S. R. (2007). "Complications in posterior fusion and instrumentation for degenerative lumbar scoliosis." Spine **32**(20): 2232-2237.
- Cobb J. R. (1960). "The problem of the primary curve." The Journal of Bone & Joint Surgery **42**(8): 1413-1425.
- Coe J. D., Arlet V., Donaldson W., Berven S., Hanson D. S., Mudiya R., Perra J. and Shaffrey C. I. (2006). "Complications in spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis in the new millennium. A report of the Scoliosis Research Society Morbidity and Mortality Committee." Spine **31**(3): 345.
- Cotrel Y., Dubousset J. and Guillaumat M. (1988). "New universal instrumentation in spinal surgery." Clinical orthopaedics and related research **227**: 10.
- Delorme S., Petit Y., de Guise J., Labelle H., Aubin C.-É. and Dansereau J. (2003). "Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images." IEEE Transactions on Biomedical Engineering **50**(8): 989-998.
- Denis F., Sun E. C. and Winter R. B. (2009). "Incidence and risk factors for proximal and distal junctional kyphosis following surgical treatment for Scheuermann kyphosis: minimum five-year follow-up." Spine **34**(20): E729-E734.
- Desroches G., Aubin C.-É., Sucato D. J. and Rivard C.-H. (2007). "Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model." Medical & biological engineering & computing **45**(8): 759-768.
- DeWald C. J. and Stanley T. (2006). "Instrumentation-related complications of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65: surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality." Spine **31**(19S): S144-S151.
- Diab K. M., Sevastik J. A., Hedlund R. and Suliman I. A. (1995). "Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method." European Spine Journal **4**(5): 291-295.
- Dick J. C., Zdeblick T. A., Bartel B. D. and Kunz D. N. (1997). "Mechanical evaluation of cross-

- link designs in rigid pedicle screw systems." Spine **22**(4): 370-375.
- Driscoll M., Mac-Thiong J.-M., Labelle H. and Parent S. (2013). "Development of a Detailed Volumetric Finite Element Model of the Spine to Simulate Surgical Correction of Spinal Deformities." BioMed research international **2013**.
- Dubousset J. (1998). "Idiopathic scoliosis. Definition--pathology--classification--etiology." Bulletin de l'Académie nationale de médecine **183**(4): 699-704.
- Dubousset J. and Cotrel Y. (1991). "Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities." Clinical orthopaedics and related research(264): 103-110.
- Dumas R., Lafage V., Lafon Y., Steib J., Mitton D. and Skalli W. (2005). "Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique." Computer methods in biomechanics and biomedical engineering **8**(5): 331-337.
- Farcy J.-P. C. and Schwab F. J. (1997). "Management of flatback and related kyphotic decompensation syndromes." Spine **22**(20): 2452-2457.
- Gardner-Morse M. and Stokes I. A. (1994). "Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation." Journal of Biomechanics **27**(2): 177-181.
- Glattes R. C., Bridwell K. H., Lenke L. G., Kim Y. J., Rinella A. and Charles Edwards I. (2005). "Proximal junctional kyphosis in adult spinal deformity following long instrumented posterior spinal fusion: incidence, outcomes, and risk factor analysis." Spine **30**(14): 1643-1649.
- Glos D., Thawrani D., Coombs M., Louis K., Bylski-Austrow D. and Sturm P. (2013, 27/10/2013). "Transverse Process Hooks at Upper Instrumented Vertebra Provide a More Gradual Transition to Normal Motion Compared to Pedicle Screws in Long Posterior Spinal Fusion Constructs." from <http://prgmobileapps.com/ors2013/mobilesite/posterinfo.php?author=David%20Glos>.
- Greenspan A., Pugh J. W., Norman A. and Norman R. S. (1978). "Scoliotic index: a comparative evaluation of methods for the measurement of scoliosis." Bulletin of the Hospital for Joint Diseases **39**(2): 117.
- Ha Y., Maruo K., Racine L., Schairer W. W., Hu S. S., Deviren V., Burch S., Tay B., Chou D. and Mummaneni P. V. (2013). "Proximal junctional kyphosis and clinical outcomes in adult spinal deformity surgery with fusion from the thoracic spine to the sacrum: a comparison of proximal and distal upper instrumented vertebrae." Journal of Neurosurgery: Spine: 1-10.
- Harrington P. R. (1962). "Treatment of scoliosis correction and internal fixation by spine instrumentation." The Journal of Bone & Joint Surgery **44**(4): 591-634.
- Hart R. A., McCarthy I., Ames C. P., Shaffrey C. I., Hamilton D. K. and Hostin R. (2013). Proximal Junctional Kyphosis and Proximal Junctional Failure. Spinal Deformity Surgery, An Issue of Neurosurgery Clinics, Elsevier Health Sciences: 124.
- Hassanzadeh H., Gupta S., Jain A., El Dafrawy M. H., Skolasky R. L. and Kebaish K. M. (2013). "Type of Anchor at the Proximal Fusion Level Has a Significant Effect on the Incidence

- of Proximal Junctional Kyphosis and Outcome in Adults After Long Posterior Spinal Fusion." Spine Deformity **1**(4): 299-305.
- Heary R. F. and Albert T. J. (2007). Scheuermann's Kyphosis. Spinal deformities: the essentials, Thieme: 194.
- Helgeson M. D., Shah S. A., Newton P. O., Clements III D. H., Betz R. R., Marks M. C. and Bastrom T. (2010). "Evaluation of proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis following pedicle screw, hook, or hybrid instrumentation." Spine **35**(2): 177-181.
- Hilibrand A. S., Tannenbaum D. A., Graziano G. P., Loder R. T. and Hensinger R. N. (1995). "The sagittal alignment of the cervical spine in adolescent idiopathic scoliosis." Journal of Pediatric Orthopaedics **15**(5): 627-632.
- Hirsch C. and Nachemson A. (1954). "New observations on the mechanical behavior of lumbar discs." Acta Orthopaedica **23**(4): 254-283.
- Hollenbeck S. M., Glattes R. C., Asher M. A., Lai S. M. and Burton D. C. (2008). "The prevalence of increased proximal junctional flexion following posterior instrumentation and arthrodesis for adolescent idiopathic scoliosis." Spine **33**(15): 1675-1681.
- Iannotti J. P. and Parker R. D. (2013). Colonna Vertebrale e Arto Inferiore - Guida alla valutazione e al trattamento - Atlante di Anatomia Fisiopatologia e Clinica, Elsevier Masson Italia.
- Johnson C. R. and Horn R. A. (1990). The Hadamard Product. Matrix Theory and Applications, American Mathematical Society: 88.
- Kapandji I. A. (1972). Tronc et Rachis. Physiologie Articulare, Maloine S.A. Editeur. **3**: 40.
- Kiefer A., Parnianpour M. and Shirazi-Adl A. (1997). "Stability of the human spine in neutral postures." European Spine Journal **6**(1): 45-53.
- Kim H. J., Yagi M., Nyugen J., Cunningham M. E. and Boachie-Adjei O. (2012). "Combined Anterior-Posterior Surgery is the Most Important Risk Factor for Developing Proximal Junctional Kyphosis in Idiopathic Scoliosis." Clinical orthopaedics and related research **470**(6): 1633-1639.
- Kim J.-H., Kim S.-S. and Suk S.-I. (2007). "Incidence of Proximal Adjacent Failure in Adult Lumbar Deformity Correction Based on Proximal Fusion Level." Asian Spine Journal **1**(1): 19-26.
- Kim Y. J., Bridwell K. H., Lenke L. G., Glattes C. R., Rhim S. and Cheh G. (2008). "Proximal junctional kyphosis in adult spinal deformity after segmental posterior spinal instrumentation and fusion: minimum five-year follow-up." Spine **33**(20): 2179-2184.
- Kim Y. J., Bridwell K. H., Lenke L. G., Kim J. and Cho S. K. (2005). "Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis following segmental posterior spinal instrumentation and fusion: minimum 5-year follow-up." Spine **30**(18): 2045-2050.
- Kim Y. J., Bridwell K. H., Lenke L. G., Rhim S. and Cheh G. (2006). "An analysis of sagittal spinal alignment following long adult lumbar instrumentation and fusion to L5 or S1: can

we predict ideal lumbar lordosis?" Spine **31**(20): 2343-2352.

- Kim Y. J., Bridwell K. H., Lenke L. G., Rhim S. and Cheh G. (2006). "Sagittal thoracic decompensation following long adult lumbar spinal instrumentation and fusion to L5 or S1: causes, prevalence, and risk factor analysis." Spine **31**(20): 2359-2366.
- Kim Y. J., Lenke L. G., Bridwell K. H., Kim J., Cho S. K., Cheh G. and Yoon J. (2007). "Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis after 3 different types of posterior segmental spinal instrumentation and fusions: incidence and risk factor analysis of 410 cases." Spine **32**(24): 2731-2738.
- Knop C., Bastian L., Lange U., Oeser M., Zdichavsky M. and Blauth M. (2002). "Complications in surgical treatment of thoracolumbar injuries." European Spine Journal **11**(3): 214-226.
- Kuklo T. R., Potter B. K., Lenke L. G., Polly Jr D. W., Sides B. and Bridwell K. H. (2007). "Surgical revision rates of hooks versus hybrid versus screws versus combined anteroposterior spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis." Spine **32**(20): 2258-2264.
- Labelle H., Dansereau J., Bellefleur C. and Jéquier J.-C. (1995). "Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages." European Spine Journal **4**(2): 88-94.
- Lafage V., Dubousset J., Lavaste F. and Skalli W. (2004). "3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction." Computer Aided Surgery **9**(1-2): 17-25.
- Lafon Y., Lafage V., Dubousset J. and Skalli W. (2009). "Intraoperative three-dimensional correction during rod rotation technique." Spine **34**(5): 512-519.
- Lafon Y., Steib J.-P. and Skalli W. (2010). "Intraoperative three dimensional correction during in situ contouring surgery by using a numerical model." Spine **35**(4): 453-459.
- Lagrone M. O., Bradford D. S., Moe J. H., Lonstein J. E., Winter R. B. and Ogilvie J. W. (1988). "Treatment of symptomatic flatback after spinal fusion." The Journal of bone and joint surgery. American volume **70**(4): 569-580.
- Le Borgne P., Skalli W., Lecire C., Dubousset J., Zeller R. and Lavaste F. (1999). "Simulation of CD surgery on a personalized finite element model: preliminary results." Research Into Spinal Deformities Two **2**: 126.
- Lee S. M., Suk S. I. and Chung E. R. (2004). "Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **29**(3): 343.
- Luce F. (2004). Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose. Masters, École Polytechnique de Montréal.
- Luque E. R. (1982). "Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis." Clinical orthopaedics and related research(163): 192-198.
- Maruo K., Ha Y., Inoue S., Samuel S., Okada E., Hu S. S., Deviren V., Burch S., William S. and Ames C. P. (2013). "Predictive Factors for Proximal Junctional Kyphosis in Long Fusions to the Sacrum in Adult Spinal Deformity." Spine.

- Maruyama T. and Takeshita K. (2008). "Surgical treatment of scoliosis: a review of techniques currently applied." Scoliosis **3**(6).
- McClendon Jr J., O'Shaughnessy B. A., Sugrue P. A., Neal C. J., Acosta Jr F. L., Koski T. R. and Ondra S. L. (2012). "Techniques for operative correction of proximal junctional kyphosis of the upper thoracic spine." Spine **37**(4): 292-303.
- McDonald K., Pearcy M. J. and Adam C. J. (2007). The effect of trabecular micro-architecture on vertebra biomechanics: a finite element investigation. Modelling in Medicine and Biology VII, WIT Press: 103-112.
- Mendoza-Lattes S., Ries Z., Gao Y. and Weinstein S. L. (2011). "Proximal junctional kyphosis in adult reconstructive spine surgery results from incomplete restoration of the lumbar lordosis relative to the magnitude of the thoracic kyphosis." The Iowa orthopaedic journal **31**: 199-206.
- Middleditch A. and Oliver J. (2005). Structure of the Vertebral Column. Functional anatomy of the spine, Butterworth-Heinemann: 6.
- Morcuende J. A. and Weinstein S. L. (2003). Idiopathic scoliosis: General Considerations, Natural History, and Treatment Guidelines. Spinal Deformities: The Comprehensive Text, Thieme: 646-648.
- Morrissy R. T., Goldsmith G. S., Hall E. C., Kehl D. and Cowie G. H. (1990). "Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have." The Journal of bone and joint surgery. American volume **72**: 320-327.
- Oden J. T. and Ripperger E. A. (1981). Deflections of simple structures. Mechanics of elastic structures, Hemisphere Publishing Corporation: 351.
- Panjabi M. M., Brand R. A. and White A. A. (1976). "Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine." Journal of Biomechanics **9**(4): 185-192.
- Parent S., Odell T., Oka R., Mahar A. and Newton P. (2008). "Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation?" Spine **33**(18): 1966.
- Patwardhan A. G., Havey R. M., Meade K. P., Lee B. and Dunlap B. (1999). "A Follower Load Increases the Load-Carrying Capacity of the Lumbar Spine in Compression." Spine **24**(10): 1003-1009.
- Pearsall D. J., Reid J. G. and Livingston L. A. (1996). "Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography." Annals of biomedical engineering **24**(2): 198-210.
- Perdriolle R. (1979). La scoliose : son étude tridimensionnelle, Maloine.
- Petit Y. (2002). Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. Ph.D., École Polytechnique de Montréal.
- Petit Y., Aubin C.-É. and Labelle H. (2004). "Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine." Medical and Biological Engineering and Computing **42**(1): 55-60.

- Polga D. J., Beaubien B. P., Kallemeier P. M., Schellhas K. P., Lew W. D., Buttermann G. R. and Wood K. B. (2004). "Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs." Spine **29**(12): 1320-1324.
- Poulin F., Aubin C.-É., Stokes I., Gardner-Morse M. and Labelle H. (1998). Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study. Annales de chirurgie.
- Rainaut J.-J. (1994). Les scolioses, Édition Ellipse.
- Rajae S. S., Bae H. W., Kanim L. E. and Delamarter R. B. (2012). "Spinal Fusion in the United States: Analysis of Trends From 1998 to 2008." Spine **37**(1): 67-76.
- Rhee J. M., Bridwell K. H., Won D. S., Lenke L. G., Chotigavanichaya C. and Hanson D. S. (2002). "Sagittal plane analysis of adolescent idiopathic scoliosis: the effect of anterior versus posterior instrumentation." Spine **27**(21): 2350-2356.
- Richards B. S., Hasley B. P. and Casey V. F. (2006). "Repeat surgical interventions following" definitive" instrumentation and fusion for idiopathic scoliosis." Spine **31**(26): 3018-3026.
- Roach J. W. (1999). "Adolescent idiopathic scoliosis." Orthopedic Clinics of North America **30**(3): 353-365.
- Robinson E. F. and Wade W. D. (1983). "Statistical assessment of two methods of measuring scoliosis before treatment." Canadian Medical Association Journal **129**(8): 839.
- Rogala E. J., Drummond D. S. and Gurr J. (1978). "Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study." The Journal of bone and joint surgery. American volume **60**(2): 173-176.
- Rohlmann A., Bergmann G. and Graichen F. (1994). "A spinal fixation device for in vivo load measurement." Journal of Biomechanics **27**(7): 961-967.
- Rohlmann A., Bergmann G., Graichen F. and Weber U. (1997). "Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo." Medical engineering & physics **19**(6): 539-546.
- Rohlmann A., Neller S., Claes L., Bergmann G. and Wilke H.-J. (2001). "Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine." Spine **26**(24): E557-E561.
- Sacramento-Domínguez C., Vayas-Díez R., Coll-Mesa L., Parrilla A. P., Machado-Calvo M., Pinilla J. A., Sosa A. J. and López G. d. I. B. (2009). "Reproducibility measuring the angle of proximal junctional kyphosis using the first or the second vertebra above the upper instrumented vertebrae in patients surgically treated for scoliosis." Spine **34**(25): 2787-2791.
- Schairer W. W., Carrer A., Deviren V., Hu S. S., Takemoto S., Mummaneni P., Chou D., Ames C., Burch S. and Tay B. (2013). "Hospital Readmission After Spine Fusion for Adult Spinal Deformity." Spine.
- Schultz A. B. and Andersson G. B. (1981). "Analysis of loads on the lumbar spine." Spine **6**(1): 76-82.

- Shufflebarger H., Suk S. and Mardjetko S. (2006). "Debate: determining the upper instrumented vertebra in the management of adult degenerative scoliosis: stopping at T10 versus L1." Spine **31**(19 Suppl): S185.
- Stagnara P. (1985). Les déformations du rachis: scolioses, cyphoses, lordoses, Masson.
- Steib J. P., Averous C. and Lang G. (1995). Traitement chirurgicaux des scolioses par deux techniques de correction différentes. Groupe d'Etude de la Scoliose 26th Annual Meeting. Dijon, France.
- Stirbu R. (2004). Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique. Masters, École Polytechnique de Montréal.
- Stokes I. A. and Gardner-Morse M. (1993). "Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis." Spine **18**(16): 2457-2464.
- Stokes I. A. F., Aronson D. D., Ronchetti P. J., Labelle H. and Dansereau J. (1993). "Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better." Journal of Spinal Disorders & Techniques **6**(4): 333-338.
- Stokes I. A. F., Gardner-Morse M., Aubin C.-É., Poulin F. and Labelle H. (1999). "Biomechanical Simulations for Planning of Scoliosis Surgery." Studies in health technology and informatics **59**.
- Trochu F. (1993). "A contouring program based on dual kriging interpolation." Engineering with computers **9**(3): 160-177.
- Vaccaro A. R. and Baron E. M. (2012). Operative Techniques: Spine Surgery, Elsevier Health Sciences.
- Voor M. J., Roberts C. S., Rose S. M. and Glassman S. D. (1997). "Biomechanics of in situ rod contouring of short-segment pedicle screw instrumentation in the thoracolumbar spine." Journal of spinal disorders **10**(2): 106.
- Wang J., Zhao Y., Shen B., Wang C. and Li M. (2010). "Risk factor analysis of proximal junctional kyphosis after posterior fusion in patients with idiopathic scoliosis." Injury **41**(4): 415-420.
- Wang X., Aubin C.-É., Crandall D. and Labelle H. (2011). "Biomechanical comparison of force levels in spinal instrumentation using monoaxial versus multi degree of freedom postloading pedicle screws." Spine **36**(2): E95-E104.
- Wang X., Aubin C.-É., Crandall D. and Labelle H. (2011). "Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities." Clinical Biomechanics **26**(6): 548-555.
- Watanabe K., Lenke L. G., Bridwell K. H., Kim Y. J., Koester L. and Hensley M. (2010). "Proximal junctional vertebral fracture in adults after spinal deformity surgery using pedicle screw constructs: analysis of morphological features." Spine **35**(2): 138-145.
- Weinstein S. L. (2001). The Pediatric Spine: Principles and Practice. New York, Lippincott Williams & Wilkins.
- Yagi M., King A. B. and Boachie-Adjei O. (2011). "Incidence, risk factors and classification of

proximal junctional kyphosis: surgical outcomes review of adult idiopathic scoliosis." Spine **36**(1): E60-E68.

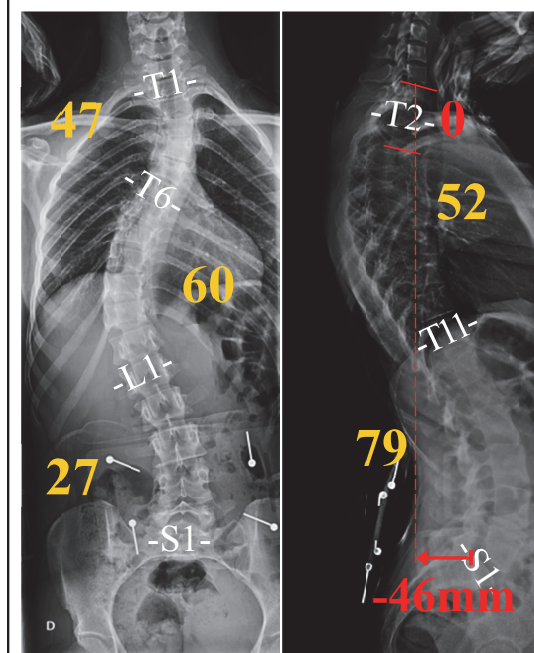
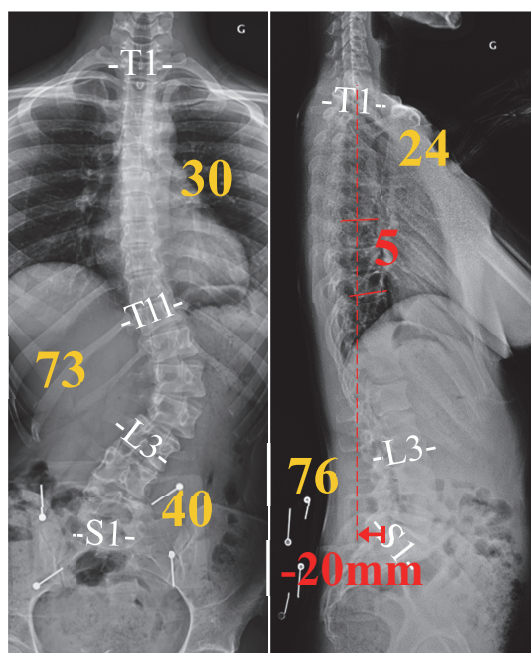
- Yagi M., King A. B. and Boachie-Adjei O. (2012). "Incidence, risk factors, and natural course of proximal junctional kyphosis: surgical outcomes review of adult idiopathic scoliosis. Minimum 5 years of follow-up." Spine **37**(17): 1479-1489.
- Yang S. H. and Chen P. Q. (2003). "Proximal kyphosis after short posterior fusion for thoracolumbar scoliosis." Clinical orthopaedics and related research(411): 152-158.
- Zander T., Rohlmann A., Klöckner C. and Bergmann G. (2003). "Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics." European Spine Journal **12**(4): 427-434.

ANNEXE 1 – RADIOGRAPHIES PRÉOPÉRATOIRES ET POSTOPÉRATOIRES

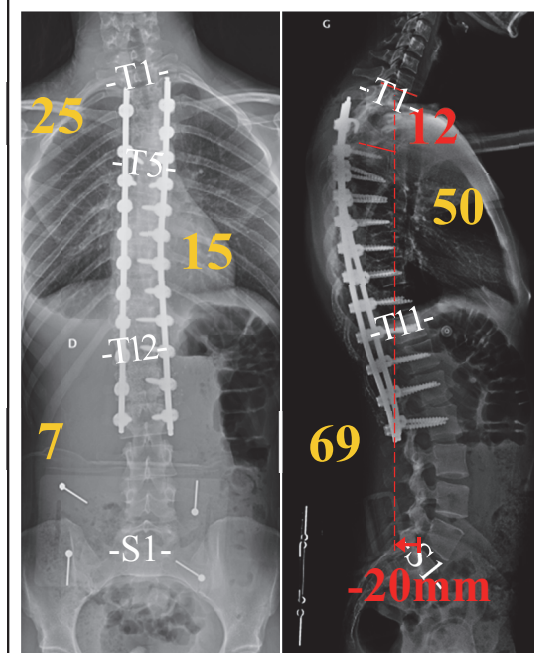
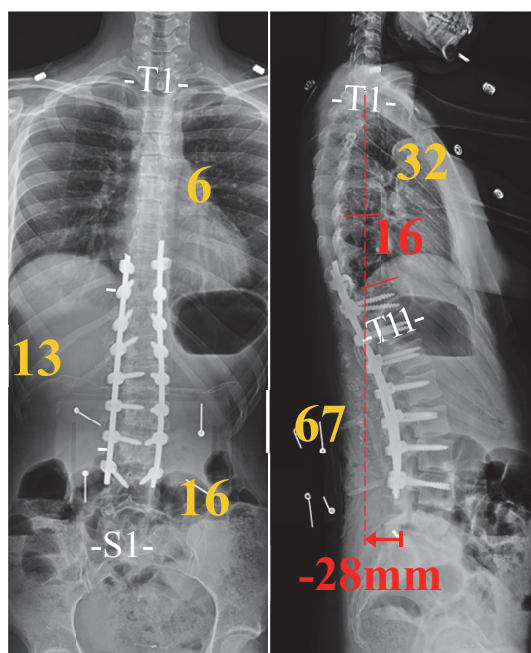
CAS #1

CAS #2

PRÉOPÉRATOIRE



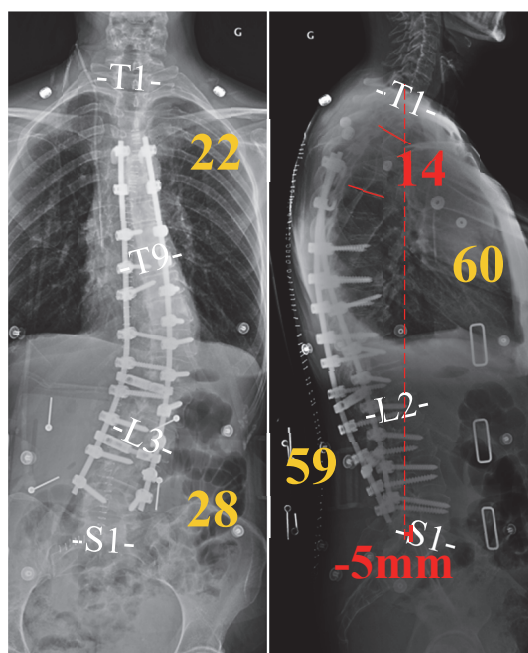
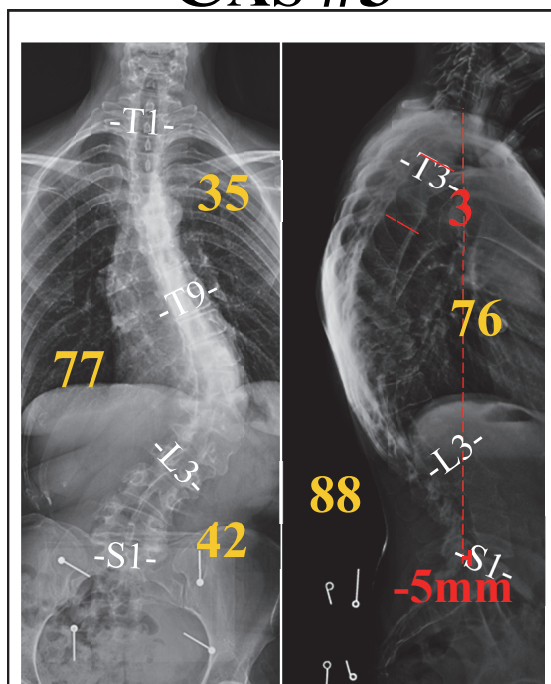
POSTOPÉRATOIRE



Femme, 23 ans
Chirurgie : 05/29/12

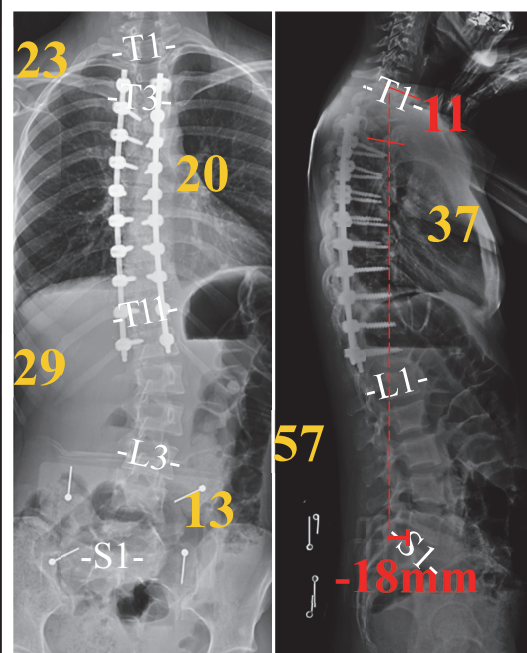
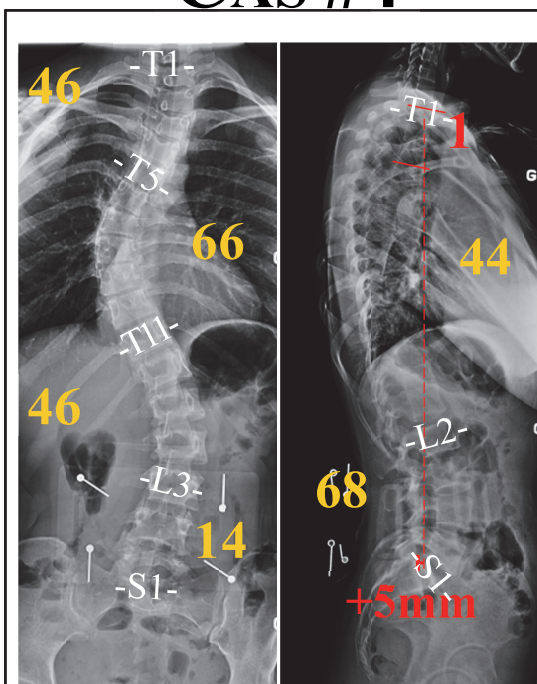
Femme, 23 ans
Chirurgie : 06/07/12

CAS #3



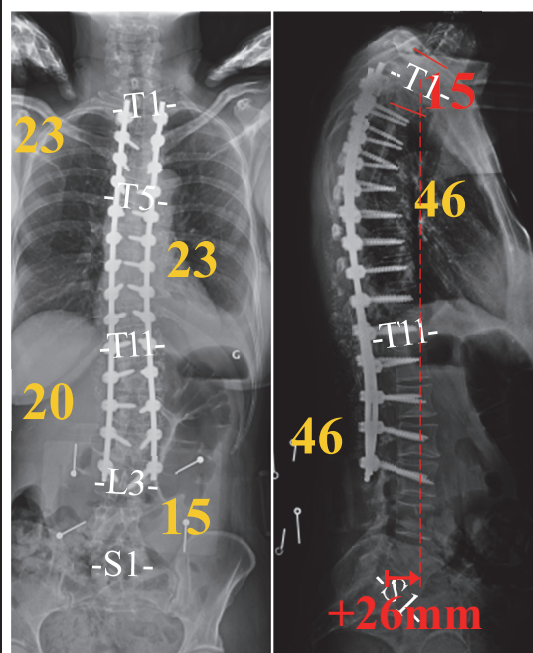
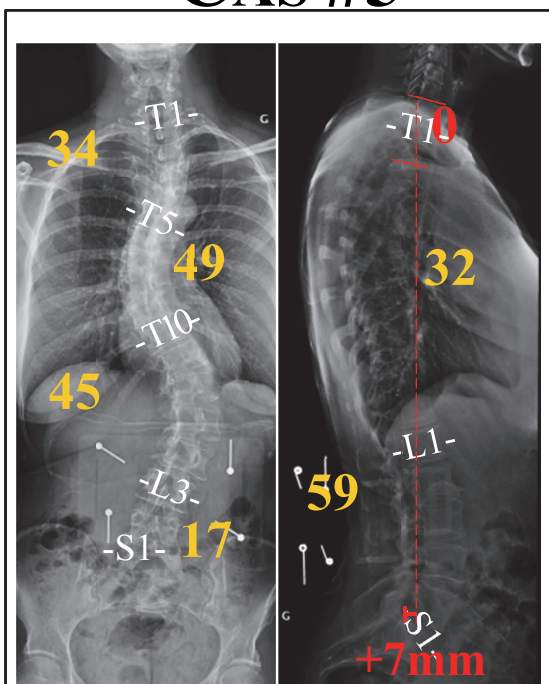
Femme, 56 ans
Chirurgie : 05/02/12

CAS #4



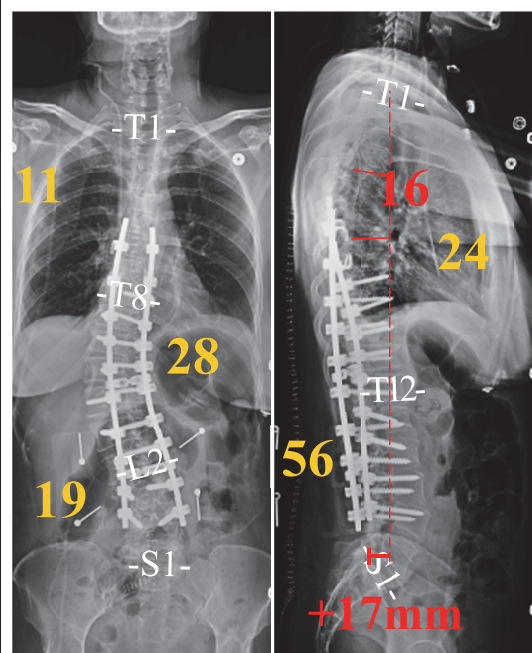
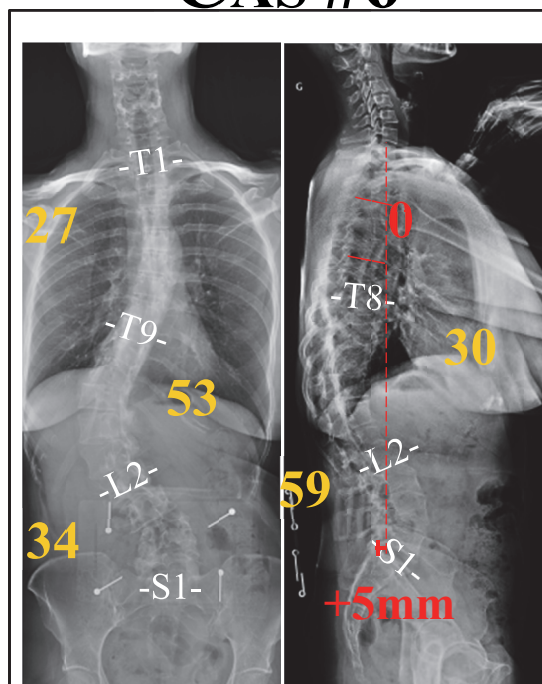
Femme, 22 ans
Chirurgie : 07/25/12

CAS #5



Femme, 54 ans
Chirurgie : 06/12/12

CAS #6

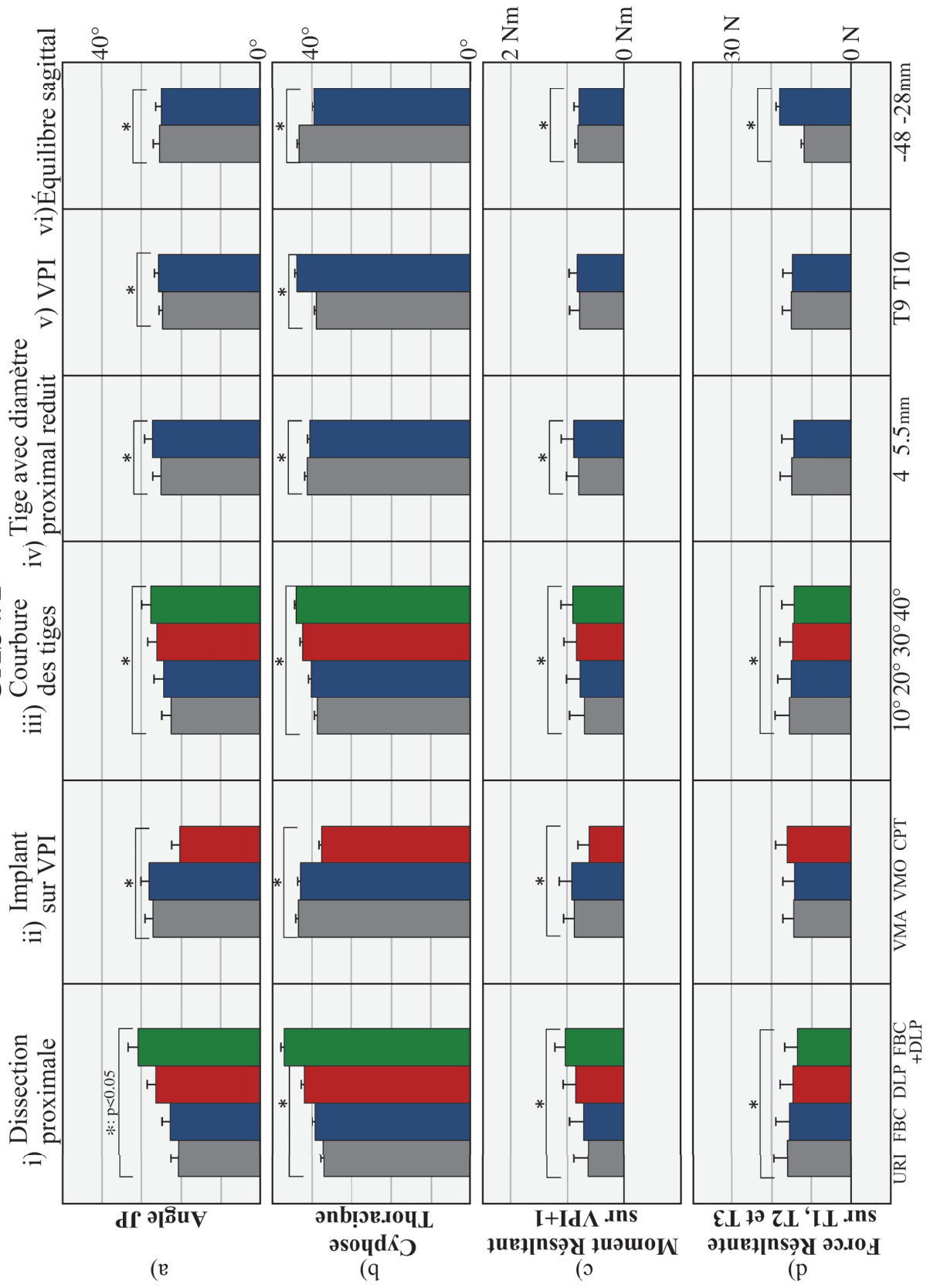


Femme, 47 ans
Chirurgie : 18/04/12

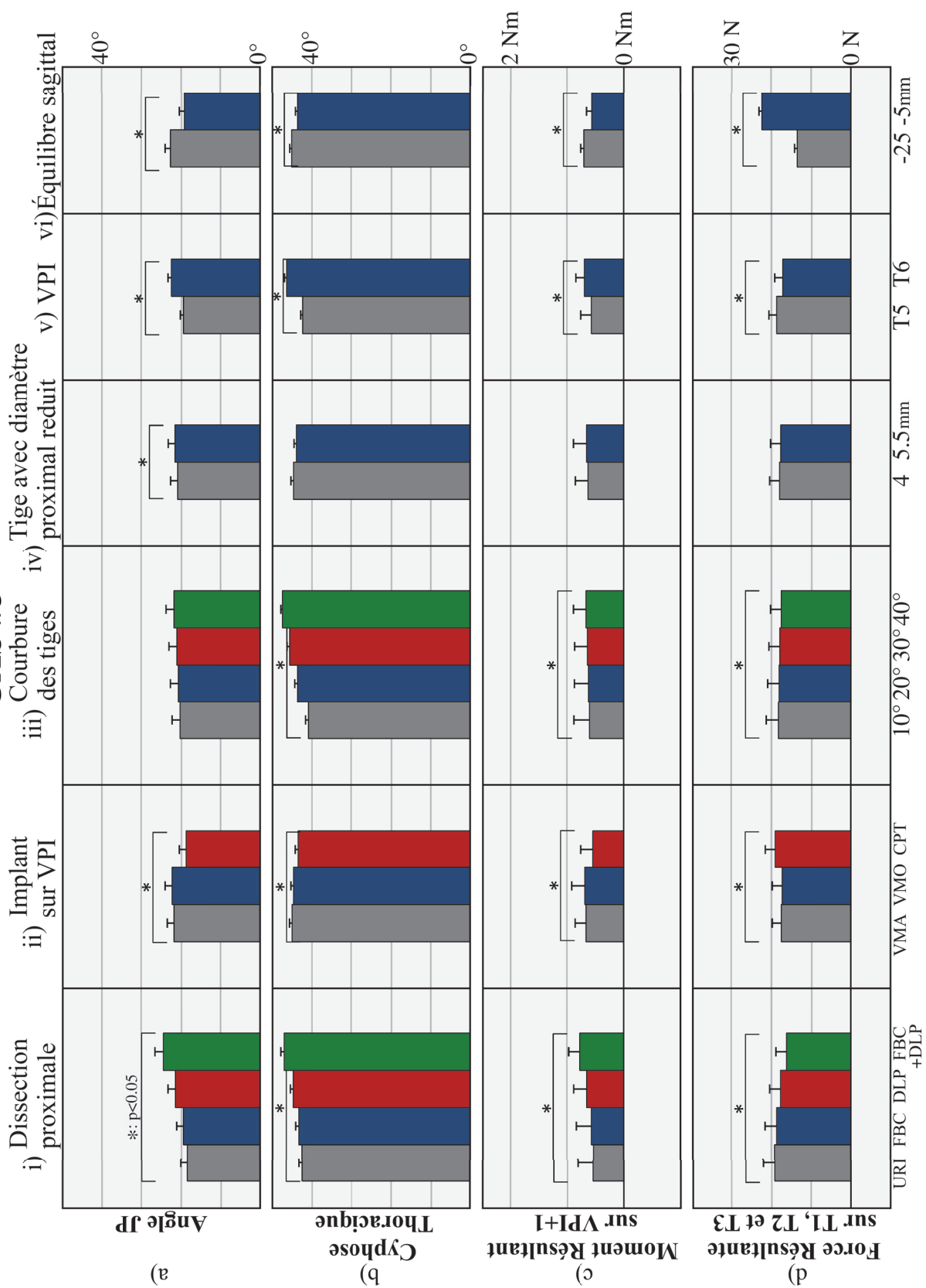
ANNEXE 2 – RÉSULTATS POUR CHAQUE CAS DE LA COHORTE

Résultats pour le cas #1, #3, #4, #5 et #6. En ordonnée : a) angle jonctionnel proximal, b) cyphose thoracique, c) moment de flexion sur VPI+1 et d) force antéropostérieure résultante sur le segment rachidien proximal. En abscisse : i) procédure de dissection proximale jonctionnelle (URI : unité rachidienne intacte ; FBC : facetectomie bilatérale complète ; DLP : dissection des ligaments postérieurs ; FBC + DLP), ii) type d'implant sur la VPI (VMA : vis multiaxiale ; VMO : vis monoaxiale ; CPT : crochet transverse), iii) courbure sagittale préopératoire des tiges, iv) diamètre proximal des tiges, v) niveau de la VPI et vi) équilibre sagittal postopératoire (déplacement de T1 par rapport à la droite sacrale médiale verticale). Des moments positifs indiquent qu'ils agissent en flexion. Le symbole * signifie que la variable indépendante est statistiquement significative ($p < 0.05$). (JP : jonctionnel proximal ; VPI : vertèbre proximale instrumentée).

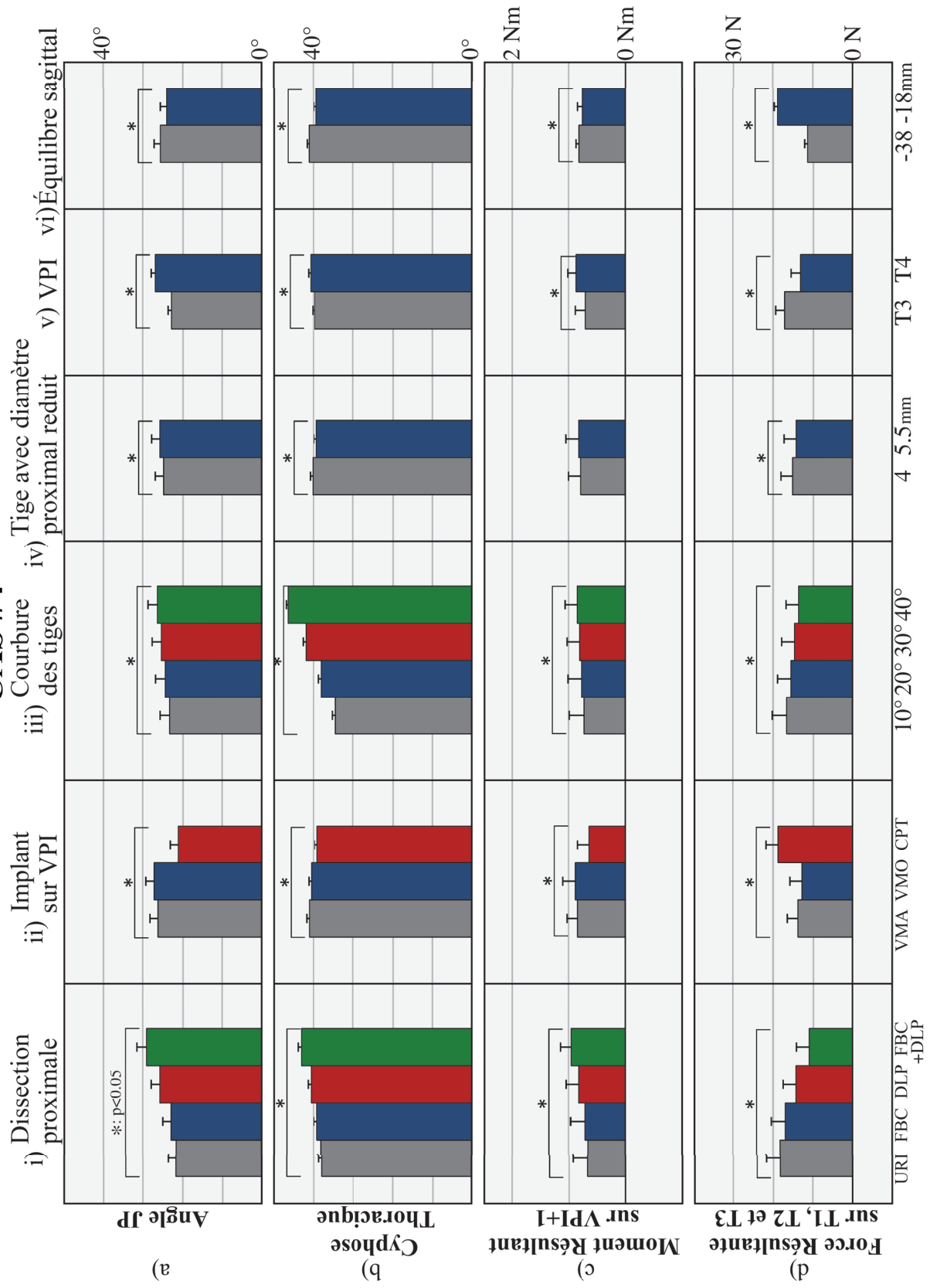
CAS #1



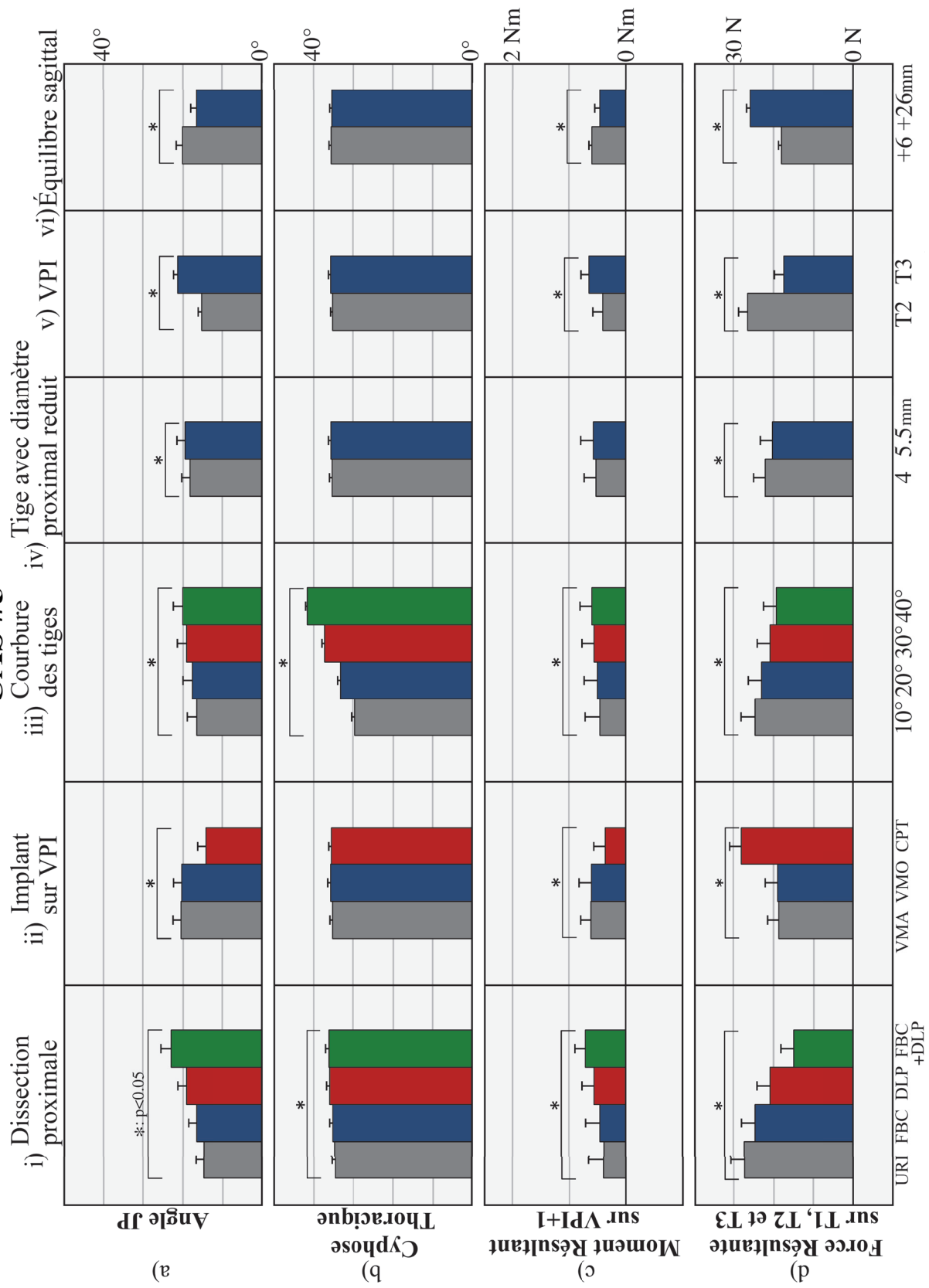
CAS #3



CAS #4



CAS #5



CAS #6

