

Titre: Biomécanique des configurations d'instrumentation chirurgicale de la scoliose idiopathique de l'adolescence
Title: la scoliose idiopathique de l'adolescence

Auteur: Franck Le Naveaux
Author:

Date: 2016

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Le Naveaux, F. (2016). Biomécanique des configurations d'instrumentation chirurgicale de la scoliose idiopathique de l'adolescence [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/2174/>

Document en libre accès dans PolyPublie Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/2174/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, & Hubert Labelle
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

BIOMÉCANIQUE DES CONFIGURATIONS D'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DE
LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENCE

FRANCK LE NAVEAUX

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR
(GÉNIE MÉCANIQUE)

JUIN 2016

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

BIOMÉCANIQUE DES CONFIGURATIONS D'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DE
LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENCE

présentée par : LE NAVEAUX Franck

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiæ Doctor

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

M. RAISON Maxime, Doctorat, président

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

M. LABELLE Hubert, MD, membre et codirecteur de recherche

Mme DORÉ Sylvie, Ph. D., membre

M. CASTELEIN René, MD, membre externe

DÉDICACE

« Man muss noch Chaos in sich haben, um einen tanzenden Stern gebären zu können »

« Il faut encore avoir du chaos en soi pour pouvoir enfanter une étoile qui danse »

Friedrich Nietzsche

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier les personnes suivantes pour le rôle essentiel qu'ils ont eu dans mon projet doctoral :

- Mon directeur de recherche, le Pr. Carl-Éric Aubin pour m'avoir confié ce projet ainsi que de m'avoir offert l'opportunité d'enseigner durant ma thèse. Je le remercie de sa disponibilité et pour la pédagogie qu'il démontre dans toutes les circonstances.
- Mon codirecteur de recherche, le Dr. Hubert Labelle pour ses précieux conseils et ses tapes dans le dos qui ont su me motiver. Vous avez été tous les deux des mentors.
- Le Dr. A. Noelle Larson qui a été plus qu'une collaboratrice dans ce projet. Son aide et son support ont toujours été très appréciés. La motivation et le dynamisme qu'elle démontre dans son travail sont des exemples pour moi.
- Les collaborateurs et coauteurs des différentes études qui constituent cette thèse, Dr. Stefan Parent, Dr. David W. Polly Jr., Dr. Yaser M. K. Baghdadi, Dr. Peter O. Newton et Dr. Xiaoyu Wang pour leur précieuse aide dans la réalisation des études et articles scientifiques.
- Les chirurgiens orthopédistes Dr. Jean-Marc Mac-Thiong, Dr. Ahmad Nassr, Dr. William J. Shaughnessy, et Dr. Anthony A. Stans pour m'avoir accueilli en salle d'opération et pour avoir partagé leur point de vue sur ce projet de recherche.
- Les associés de recherche, Julie Joncas, Christian Bellefleur, Phillippe Labelle, et Natalie Bourassa qui, à un moment ou un autre, ont répondu à mes questions et m'ont apporté une aide technique précieuse.
- Le Dr. Kai-nan An pour m'avoir accueilli en stage dans le *Orthopedic biomechanics laboratory* de la Mayo clinic et le programme de formation Méditis pour m'avoir offert cette opportunité de stage international.
- Le Pr. Maxime Raison, la Pr. Sylvie Doré et le Pr. René Castelein de leur intérêt pour ce projet et d'avoir accepté de siéger sur mon jury de thèse.
- Le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) et la compagnie Medtronic qui ont financé ce projet de recherche.

Plus personnellement, j'aimerais remercier :

- Mes collègues et amis du laboratoire qui m'ont aidé et soutenu durant ces quelques années. Cela a toujours été un plaisir d'échanger sur nos différents projets de recherche et surtout humainement. Un clin d'œil particulier au groupe de modélisation multicorps : Marco Cammarata, Frédérique Desrochers-Perrault, Giuditta Salvi et Laure Boyer.
- Viviane Lalande pour avoir ajouté encore d'autres projets de recherche scientifique dans ma vie.
- Rohan et Bahe. On l'a fait !
- Mes amis montréalais, Curtis, Felix, Kyle, Nat, Nelly, et Pierre-Yann sur qui j'ai pu compter.
- Ma compagne de tous les instants, Laure.
- Ma famille,

Merci pour tout !

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une pathologie complexe et évolutive du système musculo-squelettique causant une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale. Dans le cas de déformations sévères, une intervention chirurgicale est préconisée. Elle consiste habituellement en l'insertion d'implants (généralement des vis pédiculaires) sur la partie postérieure des vertèbres permettant ensuite de réaliser une succession de manœuvres chirurgicales pour corriger les déformations scoliotiques 3D. Des tiges métalliques sont insérées dans les implants afin de guider et maintenir l'alignement corrigé des vertèbres. Cette instrumentation rigide vise à promouvoir la fusion osseuse des segments vertébraux instrumentés, empêchant l'évolution subséquente des courbures scoliotiques.

La multiplication des systèmes d'instrumentation et le développement de nouvelles manœuvres de correction offrent aux chirurgiens un large choix de stratégies d'instrumentation. Il existe aujourd'hui une variabilité importante dans la pratique clinique quant au choix de la densité d'implants (nombre moyen d'implants par vertèbre), et du cintrage des tiges (forme donnée aux tiges par le chirurgien avant d'être insérées dans le patient). Une tendance à utiliser de plus en plus d'implants a été notée alors que des préoccupations en termes de sécurité de l'intervention et de coûts. Le nombre d'implants nécessaires et leur distribution sur le segment instrumenté afin de corriger adéquatement les courbures scoliotiques et assurer une répartition des forces de correction sur l'instrumentation sont cependant méconnus. Les efforts auxquels les tiges sont soumises durant la chirurgie peuvent modifier la forme que le chirurgien avait initialement cintrée afin de guider la colonne vertébrale, mais l'impact du cintrage et de ces déformations intraopératoires sur la correction 3D de la scoliose est méconnu. Il n'a pas été investigué si les tiges se déforment dans les années suivant la chirurgie, et si cela a une implication avec des pertes de correction 3D à long terme.

Les objectifs de ce projet doctoral étaient :

1. Analyser l'impact de la distribution des implants sur la capacité à corriger en 3D les déformations scoliotiques et sur les efforts supportés par l'instrumentation afin d'orienter le choix des chirurgiens sur un placement stratégique des implants

2. Analyser l'impact du cintrage et des déformations intra et postopératoires des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures scoliotiques afin de guider les chirurgiens quant au cintrage à réaliser.

Le premier volet de cette thèse a porté sur l'analyse de l'impact de la distribution des implants sur la capacité à corriger en 3D les déformations scoliotiques et les efforts supportés par l'instrumentation. La revue de 279 cas de scoliose issus d'une base de données multicentrique a permis de documenter la distribution d'implants utilisée lors du traitement chirurgical et son effet sur la correction de la courbure dans le plan coronal. Une nomenclature divisant le segment instrumenté en 10 régions d'intérêt a été définie afin de faciliter l'analyse de la distribution d'implants. Une variabilité importante de la distribution d'implants a été trouvée, en particulier dans les régions périapicales du côté convexe de la courbure, et seule l'augmentation du nombre d'implants dans la région concave apicale était associée, bien que faiblement, à une augmentation de la correction.

Un sondage de chirurgiens a permis d'évaluer la fonction des implants le long de l'instrumentation dans le processus d'exécution des manœuvres de correction et l'effet de la densité des configurations d'implants sur le choix des techniques de correction. 17 chirurgiens expérimentés ont fourni un plan chirurgical pour 5 cas détaillant la configuration d'implants qu'ils préféreraient utiliser, les manœuvres de correction exécutées, et les implants nécessaires pour leur exécution. Ils ont ensuite fourni un deuxième plan avec la configuration d'implants comportant le nombre d'implants minimal qu'ils seraient prêts à utiliser. L'analyse des plans chirurgicaux a permis de montrer que l'absence de vis pédiculaires dans la convexité de la courbure et en particulier dans les régions périapicales était globalement acceptée par les chirurgiens et n'affectait que très peu leurs techniques de correction. Réduire la densité d'implants impliquait toutefois des ajustements de techniques de correction.

Enfin, une étude numérique a permis d'évaluer l'effet biomécanique de la distribution d'implants sur la correction 3D des courbures scoliotiques et sur les efforts supportés par l'instrumentation. Un modèle numérique multicorps a été exploité afin de simuler l'instrumentation chirurgicale de 9 cas scoliotiques par approche quasi-statique. Pour chaque cas, la géométrie 3D des vertèbres et du bassin a été reconstruite à partir de radiographies biplanaires préopératoires calibrées. Les vertèbres étaient modélisées comme des corps rigides connectés les uns aux autres par des joints flexibles

représentant l'articulation intervertébrale. La rigidité intervertébrale était issue de la littérature, puis personnalisée au patient à partir de tests d'inflexion latérale. Les vis pédiculaires ont été modélisées par des corps rigides connectés aux vertèbres par des joints flexibles dont la rigidité était issue de tests cadavériques. Les tiges d'instrumentation ont été modélisées selon la méthode des segments finis afin de prendre en compte leur flexibilité et leur comportement élastique a été implémenté. Lors de la simulation d'instrumentation, le pelvis était fixe et les translations de la vertèbre T1 dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale étaient bloquées. Les manœuvres de correction ont été simulées par l'application de contraintes en déplacement et par des efforts représentatifs de ceux appliqués par le chirurgien sur les implants et les tiges. Des liaisons cinématiques ont été successivement définies pour représenter la connexion entre les tiges et les implants. Une analyse de sensibilité a permis d'évaluer l'impact des hypothèses de modélisation sur les efforts et la correction 3D des courbures scoliotiques et le modèle a été validé de manière indirecte de par l'adéquation des corrections 3D simulée avec celles obtenues en chirurgie pour des efforts appliqués représentatifs de ceux rapportés dans la littérature. Un plan d'expérience a été utilisé pour générer 128 configurations d'implants représentatives de la variabilité de distribution d'implants existant pour le traitement de la scoliose. La simulation de la chirurgie avec chaque configuration a mis en évidence que certaines configurations à faible densité d'implants, où les implants sont majoritairement placés dans la concavité de la courbure, permettaient une correction 3D similaire aux configurations à haute densité d'implants. L'ajout d'implants, particulièrement du côté convexe de la courbure et dans la région apicale, avait tendance à contraindre le montage et augmenter les efforts supportés par les implants.

Le deuxième volet de cette thèse a porté sur l'impact du cintrage des tiges et de leurs déformations sur la correction 3D des courbures scoliotiques. Des techniques de reconstruction de la forme des tiges pré- et post-insertion ont été développées à partir de tracés intraopératoires de leur forme et des radiographies biplanaires post-instrumentation. L'exactitude et la précision de mesure de chaque méthode ont été évaluées. La précision de mesure des tiges était adéquate compte tenu de l'ampleur des déformations mesurées. Les tiges de 5.5mm en cobalt chrome de 35 patients ont été mesurées, avant leur insertion dans le rachis, pendant l'opération après l'exécution des manœuvres de correction, et une semaine après l'opération. Il a été démontré que les manœuvres de correction induisent un aplatissement du profil des tiges du côté concave. Les deux tiges se retrouvent dans un plan dévié du plan sagittal représentatif du plan de déformation maximale postopératoire de la

courbure thoracique. Malgré ces déformations, le cintrage réalisé relativement à la cyphose préopératoire (courbure de la tige concave – cyphose préopératoire) était associé au changement de cyphose résultant de la chirurgie ($R^2=0.58$). Une association plus modeste a été trouvée entre la défexion différentielle des tiges (déflexion concave – convexe) et la correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale ($R^2=0.28$).

Les changements de forme de la colonne vertébrale et des tiges dans les deux ans après la chirurgie ont ensuite été analysés. Les reconstructions 3D du rachis et des tiges de 42 cas opérés avec des tiges de 5.5 mm en titane, cobalt chrome et acier inoxydable ont montré que la correction 3D de la courbure thoracique instrumentée et la forme des tiges restent inchangées deux ans après la chirurgie. La chirurgie implique cependant des ajustements posturaux dans le plan sagittal, associés à des changements de courbures de la colonne vertébrale lombaire non instrumentée.

Les résultats présentés dans le premier volet de la thèse confirment que la distribution des implants impacte de façon significative la capacité à corriger les courbures scoliotiques et les efforts supportés par l'instrumentation, et que le placement d'implants dans les régions périapicales du côté convexe ne semble pas être primordial. L'effet des ajustements de techniques de correction en lien avec une réduction du nombre d'implants reste à être évalué. Au travers du deuxième volet, il a été démontré que les déformations 3D intraopératoires impactent la correction 3D des courbures scoliotiques, mais que le changement de cyphose et la correction de la rotation vertébrale étaient corrélés avec le cintrage différentiel initial des tiges. À long terme, les montages avec des tiges de 5.5 mm en titane, en cobalt chrome ou en acier inoxydable, ont tous permis une correction 3D stable des courbures. La poursuite de cette étude en contrôlant d'autres facteurs relatifs à la technique de correction sur une cohorte plus importante de patients, permettrait d'avoir une meilleure compréhension de l'effet du cintrage et à terme permettrait de prédire le cintrage à réaliser en fonction de la correction espérée.

Ce projet doctoral a donc mis en évidence l'importance de la distribution d'implants et du cintrage des tiges lors de l'instrumentation postérieure du rachis et a permis de développer des recommandations de stratégies de configuration d'instrumentation. La poursuite de ces travaux de recherche permettrait de rationaliser la pratique chirurgicale et guider les chirurgiens pour un traitement optimal de chaque patient atteint de scoliose.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis is a complex and progressive pathology of the musculoskeletal system which causes a three-dimensional (3D) deformation of the spine. For severe spinal deformities, a surgical intervention is recommended. It usually consists of implants (generally pedicle screws) inserted in the posterior part of the vertebrae in order to execute a sequence of corrective maneuvers and correct 3D spinal deformities. Metal rods are inserted in the implants, guiding and maintaining the corrected alignment of the vertebrae. This rigid instrumentation system aims to promote bone fusion over the instrumented segments and to stop the progression of deformities.

The multiplication of instrumentation systems and the introduction of new corrective techniques provide surgeons with a large spectrum of instrumentation strategies. Nowadays, there is an important variability of implant density (average number of implants per instrumented level) and rod contouring (shape given to the rods by surgeons) in the clinical practice. An increased number of implants is used for the treatment of scoliosis whereas there are security and economic concerns regarding the use of more implants. The number and distribution of implants required to achieve adequate correction and to ensure sharing of corrective forces in the instrumentation remains unknown. The intraoperative forces supported by the instrumentation during the correction process can change the shape of the rods originally given by the surgeon in order to guide the spine. However, the impact of rod contouring and intra-operative rod deformations on immediate 3D correction are little-known. It has never been investigated whether rod shape changes in the years following surgical instrumentation and whether it is associated with a loss of 3D correction.

The objectives of this doctoral project were:

1. To analyze the impact of implant distribution on 3D correction capacity and load sharing in the instrumentation in order to guide surgeons' choice on a strategic implants configuration
2. To analyze the impact of rod contouring and intra and post-operative rod deformations on deformity 3D correction in order to guide surgeons in rod contouring techniques.

The first part of this thesis addressed the impact of implant distribution on 3D correction capacity and load sharing in the instrumentation. 279 cases were reviewed from a multicentric database to document implant distribution used for surgical treatment and its effect on coronal curve correction. A nomenclature dividing the scoliotic curve in 10 regions was defined in order to facilitate the study of implant distribution. Greatest variation of implant distribution was seen on the convex side of the curvature. Only the instrumentation at the concave side and, in particular at the apical concavity, was weakly associated with curve correction.

Spine surgeons were surveyed to analyze the role of anchor points to execute specific correction maneuvers and to evaluate the effect of implant density pattern on correction techniques. 17 experienced surgeons provided their preferred posterior correction technique (implant pattern, correction maneuvers and implants used for their execution) and an alternative technique with the minimal implant density they felt acceptable for 5 cases. Surgical planning analysis demonstrated that implant dropout in the convexity and particularly in the periapical regions is accepted by surgeons, with minor influence on correction maneuver planning. Changes in implant density and pattern resulted in adjustments of correction maneuvers.

A numerical study was conducted to assess the biomechanical effect of implant distribution on 3D correction and load sharing in the instrumentation. A multibody numerical model was used to simulate the surgical instrumentation of 9 scoliotic cases with a quasi-static solving approach. For each case, the spinal 3D geometry was reconstructed from calibrated bi-planar radiographs. Each vertebra was modeled as a rigid body and was connected to adjacent vertebrae with intervertebral flexible joints. Intervertebral joints stiffness was based on published data and was then computationally adjusted to the patients' curvature stiffness assessed on lateral bending radiographs. Pedicle screws were modeled as rigid bodies connected to the vertebrae with flexible joints whose stiffness was obtained from cadaveric experiments. The rods were modeled as elastic flexible bodies using a finite segment method. During surgical instrumentation simulation, the pelvis was fixed and T1 translations were fixed in the anteroposterior and mediolateral directions. Correction maneuvers were simulated by applying motion constrains and forces on implants in a similar fashion as surgeons' techniques. Kinematic joints were sequentially defined to represent pedicle screws and rods connection. A sensitivity study was performed to assess the impact of certain model input hypothesis on loads and 3D correction and the model was indirectly validated as it adequately predicted surgical correction when applying correction forces in accordance to

those reported in the literature. A design of experiments was used to generate 128 virtual implant configurations representative of existing implant patterns used in clinical practice. Surgical simulation with each pattern highlighted that some low-density constructs, with implants mainly placed on the concave side, resulted in similar simulated curve correction as the higher-density patterns. Increasing the number of implants tended to constrain the instrumentation construct, resulting in increased forces on the implants.

The second part of this thesis addressed the effect of rod contouring and rod intra- and post-operative deformation on 3D correction of scoliotic deformities. Reconstruction techniques of the pre- and post-insertion have been developed based on intra-operative rod tracing and on bi-lateral radiographs after instrumentation. The accuracy and precision of each technique were assessed. The 5.5 mm Cobalt-Chromium rods of 35 patients were reconstructed in 3D prior to insertion, after the execution of correction maneuvers and 1 week postoperatively. Correction maneuvers induced an important flattening of concave rods curvature. The accuracy of rod shape measurement was far sufficient considering the reported changes. Both rods ended in a plane deviated from the sagittal plane which was representative of the postoperative main thoracic curve plane of maximal curvature. Despite these deformations, a linear relationship was found between concave contouring with respect to preoperative kyphosis (concave rod curvature – preoperative kyphosis) and the kyphosis change after surgery ($R^2=0.58$). A weaker relationship was found between the differential rod deflection (concave - convex deflection) and the correction of the axial apical vertebral rotation ($R^2=0.28$).

The post-operative changes of the spine and of the rods in the 2 years after the surgery were then evaluated. 3D reconstruction of the spine and of the rods of 42 patients instrumented with 5.5mm titanium, cobalt-chromium and stainless steel rods were performed at 1 week post-op and at 2 years' follow-up. It was shown that there was no significant 3D shape change of the instrumented thoracic spine or of the rods post-operatively for any of the constructs. Sagittal postural changes associated with adjustments of the non-instrumented lumbar spine occurred immediately after the surgery.

The results presented in the first part of this thesis confirmed that implant distribution significantly affects the correction capacity of the 3D scoliotic deformities and the loads supported by the instrumentation. It suggests that implant placement in the convex periapical regions of the curvature is not essential. The effect of correction technique adjustments when reducing implant

density remains to be studied. The surgical simulator could be used to simulate surgery with different implant patterns for which a specific correction technique would be defined in order to compare their respective 3D correction and load sharing capacity. The second part of this thesis demonstrated that intraoperative rods deformations impact the 3D correction of scoliotic deformities. However, the post-operative kyphosis and the vertebral rotation correction were correlated with the initial rods differential contouring. Including more cases into this study and controlling for other surgical parameters associated with correction techniques could help to better understand the effect of differential contouring and be able to predict rod contouring with respect to the expected spinal correction. All Titanium, Stainless steel and Cobalt Chromium constructs provided stable 3D thoracic curve correction over time.

This doctoral project highlighted the importance of implant distribution and rod contouring for the posterior correction of scoliotic deformities and enabled the development of implant configuration strategies recommendations. Further research on this topic would help rationalizing clinical practice and guiding surgeons in order to achieve optimal care of each scoliotic patient.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	III
REMERCIEMENTS	IV
TABLE DES MATIÈRES	XIV
LISTE DES TABLEAUX.....	XIX
LISTE DES FIGURES	XXI
LISTE DES ÉQUATIONS	XXVII
LISTE DES ANNEXES	XXVIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXIX
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	6
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis.....	6
1.1.1 Vertèbres	7
1.1.2 Pelvis.....	10
1.2 Scoliose idiopathique de l'adolescence	11
1.2.1 Méthodes d'évaluation de la scoliose	11
1.2.2 Classification de la scoliose	16
1.3 Correction de la scoliose par instrumentation postérieure.....	18
1.3.1 Évolution de l'instrumentation	19
1.3.2 Techniques de correction contemporaines.....	21
1.3.3 Choix du segment instrumenté.....	27
1.3.4 Configuration d'instrumentation.....	28
1.4 Études biomécaniques de l'instrumentation rachidienne.....	47
1.4.1 Techniques de reconstruction 3D.....	47

1.4.2	Simulation chirurgicale de l'instrumentation du rachis	49
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS		59
2.1	Synthèse de la problématique	59
2.2	Question de recherche.....	59
2.3	Hypothèse de recherche	60
2.4	Objectifs.....	60
2.5	Approche générale	61
CHAPITRE 3 IMPACT DE LA DISTRIBUTION D'IMPLANTS SUR LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE		62
3.1	Situation et résumé de l'article #1	62
3.2	Article #1: Implant distribution in surgically instrumented Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: Does it have an effect on curve correction?	64
3.2.1	Abstract.....	65
3.2.2	Introduction.....	66
3.2.3	Materials and methods	67
3.2.4	Results.....	69
3.2.5	Discussion	70
3.2.6	References.....	74
3.2.7	Figures and tables	77
CHAPITRE 4 RÔLE DES IMPLANTS LORS DE LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE		80
4.1	Situation et résumé de l'article #2	80
4.2	Article #2: Role of anchor points and implant pattern design for specific correction maneuvers in thoracic adolescent idiopathic scoliosis.....	82
4.2.1	Abstract.....	83

4.2.2	Introduction.....	84
4.2.3	Materials and methods	84
4.2.4	Results.....	87
4.2.5	Discussion.....	88
4.2.6	Conclusion	91
4.2.7	References.....	92
4.2.8	Figures and tables	95
CHAPITRE 5 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA DISTRIBUTION D'IMPLANTS LORS DE LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE		99
5.1	Méthodologie de simulation d'instrumentation chirurgicale.....	99
5.1.1	Modélisation et personnalisation du rachis.....	99
5.1.2	Modélisation de l'instrumentation	103
5.1.3	Simulation chirurgicale.....	105
5.1.4	Calibration de la chirurgie	109
5.2	Situation et résumé de l'article #3	111
5.3	Article #3: How does implant distribution affect 3D correction and bone-screw forces in thoracic adolescent idiopathic scoliosis instrumentation?	113
5.3.1	Abstract.....	114
5.3.2	Introduction.....	115
5.3.3	Materials and methods	116
5.3.4	Results.....	119
5.3.5	Discussion	121
5.3.6	Conclusions.....	124
5.3.7	References.....	125

5.3.8	Figures and tables	129
5.4	Étude de sensibilité du modèle	135
5.5	Discussion sur la validité du modèle numérique de simulation chirurgicale.....	140
CHAPITRE 6 IMPACT DU CINTRAGE ET DES DÉFORMATIONS INTRA ET POSTOPÉRATOIRES DES TIGES D'INSTRUMENTATION SUR LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE		143
6.1	Évaluation de la précision de reconstruction de la forme des tiges d'instrumentation	143
6.1.1	Forme préinsertion	143
6.1.2	Forme post-insertion	150
6.2	Situation et résumé de l'article # 4	152
6.3	Article #4: 3D rod shape changes in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: how much does it impact correction?	154
6.3.1	Abstract.....	155
6.3.2	Introduction.....	156
6.3.3	Methods.....	157
6.3.4	Results.....	159
6.3.5	Discussion	160
6.3.6	Conclusions.....	162
6.3.7	References.....	163
6.3.8	Figures.....	166
6.4	Situation et résumé de l'article # 5	170
6.5	Article #5: Are there 3D changes in spine and rod shape in the 2 years after adolescent idiopathic scoliosis instrumentation?	172
6.5.1	Structured abstract	173
6.5.2	Introduction.....	174

6.5.3	Materials and methods	175
6.5.4	Results.....	177
6.5.5	Discussion	179
6.5.6	References.....	180
6.5.7	Figures and Tables	184
CHAPITRE 7	DISCUSSION GÉNÉRALE	187
CHAPITRE 8	CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	194
RÉFÉRENCES	197	
ANNEXES	222	

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 : Synthèse des études évaluant l'effet de la densité d'implants sur la correction 3D des courbures scoliotiques et sur la qualité de vie des patients.....	34
Tableau 1-2 : Relations entre charges et déplacements pour plusieurs types de sollicitations pures	41
Tableau 3-1 : Summary of demographic and radiographic data of patients	79
Tableau 3-2 : Summary of radiographic data measured for the three sagittal kyphosis groups....	79
Tableau 4-1 : Demographic data and preoperative curve characteristics of patients	98
Tableau 4-2 : Utilization rate of each correction maneuver for the preferred and minimal implant density techniques.....	98
Tableau 5-1 : Comparaison de la correction chirurgicale réelle et simulée de l'angle de Cobb, de la cyphose thoracique et de la rotation axiale de la vertèbre apicale pour les neuf cas (différence $\leq 5^\circ$).	110
Tableau 5-2 : Efforts résultants des simulations pour chacun des 9 cas.....	110
Tableau 5-3 : Demographic data, preoperative curve characteristics and instrumentation features	132
Tableau 5-4 : Range of computed clinical indices after simulated instrumentation maneuvers with the 128 different implant configurations. The association between implant density and curve correction was calculated for each case.....	133
Tableau 5-5 : Highest force sustained by implants during simulated surgical correction and average simulated force per implant post-instrumentation obtained through simulation of the different screw configurations. The statistical association between implant density and force on implants is reported for each case.....	134
Tableau 5-6 : Différence de correction 3D obtenue lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation et corrélation entre la densité d'implants et chaque indice pour chacun des paramètres étudiés. (* indique une association statistiquement significative, $p<0.05$)	138

Tableau 5-7 : Différence de forces appliquées sur l'instrumentation lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation et corrélation entre la densité d'implants et les efforts pour chacun des paramètres étudiés. (* indique une association statistiquement significative, p<0.05)	139
Tableau 6-1 : Comparaison des indices géométriques mesurés sur trois tiges, par deux opérateurs, à deux reprises chacun.	145
Tableau 6-2 : Erreur d'estimation de l'abscisse curviligne, de la courbure et de la déflexion maximale de la tige en fonction de l'incidence de la photographie.....	149
Tableau 6-3 : 3D spine shape parameters evolution	186
Tableau 6-4 : 3D rods parameters evolution. No significant change was found between 1WPO and 2YFU (all p>0.05).....	186

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1 : Plans anatomiques (adaptée de (Martino, 2011)).....	6
Figure 1-2: Segments et courbures rachidiens (adaptée de http://easy-look.fr , consulté le 12 février 2015)	7
Figure 1-3 : Anatomie de vertèbres thoraciques et lombaires (adaptée de http://easy-look.fr , consultée le 12 février 2015).....	8
Figure 1-4 : Articulation vertébrale (adaptée de www.patologievertebrala.ro , consultée le 12 février 2015)	9
Figure 1-5 : Anatomie du pelvis (adaptée de http://www.bartleby.com , consulté le 12 février 2015)	10
Figure 1-6 : Radiographies postéroantérieure (PA) et latérale (LAT) en position debout (A) et en inflexion latérale (B)	12
Figure 1-7 : Indices géométriques du rachis pour l'évaluation de la scoliose dans le plan coronal (A), sagittal (B) et transverse (C) (adaptée de (Martino, 2011))	13
Figure 1-8 : Indices géométriques pelviens pour l'évaluation posturale sagittale (adaptée de (Martino, 2011)).....	14
Figure 1-9 : Représentation dans les plans coronal (A), sagittal (B) et transverse (C) de la reconstruction 3D d'un cas scoliose et des plans de courbure maximale des courbures PT, MT, TL/L ainsi que de leur orientation par rapport au plan sagittal.....	15
Figure 1-10 : Déformations structurelles vertébrales (A) et costales (B) dues à la scoliose (adaptée de (Cammarata, 2013))	15
Figure 1-11 : Représentation des scolioses en fonction des 6 types de courbures et des 3 modificateurs lombaires (A, B, C) présents dans la classification de Lenke (Lenke 2001)..	17
Figure 1-12 : Évolution de l'instrumentation ; (A) tige de Harrington (tirée de http://rad.washington.edu , consultée le 18 février 2016), (B) instrumentation de Luque (tirée de (Bhojraj <i>et al.</i> , 2010)), (C) montage hybride, (D) montage de vis pédiculaires	20

Figure 1-13 : Insertion des vis pédiculaires pour le traitement d'un cas de scoliose thoracique (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016).....	21
Figure 1-14 : Résection des facettes articulaires (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	22
Figure 1-15 : Cintrage des tiges d'instrumentation (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	22
Figure 1-16 : Manœuvre de rotation de la tige concave (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	23
Figure 1-17 : Translation de la tige concave. La vis pédiculaire au niveau apical est rapprochée de la tige à l'aide d'un réducteur (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016).....	24
Figure 1-18 : Manœuvre de <i>cantilever</i> dans le plan sagittal (tirée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	24
Figure 1-19 : Dérotation vertébrale segmentaire (A) et En bloc (B) (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	25
Figure 1-20 : Schéma décomposant la manœuvre d'alignement coplanaire vertébral vue dans le plan transverse (adaptée de (Vallespir <i>et al.</i> , 2008))	26
Figure 1-21 : Cintrage in situ d'une tige dans le plan coronal (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	26
Figure 1-22 : Compression de l'implant proximal concave (adaptée de https://www2.aofoundation.org , consulté le 18 février 2016)	27
Figure 1-23 : Placement d'un crochet transverse (A) et d'une vis pédiculaire (B)	29
Figure 1-24 : Vis monoaxiale : 0 degré de liberté (ddl) entre la tête et le corps de vis (A), vis uniaxiale: 1 ddl dans le plan sagittal (B), et vis multiaxiale : 3 ddl (C).....	30
Figure 1-25 : Différentes configurations d'implants proposées pour le traitement de la scoliose thoracique.....	39

Figure 1-26 : Courbes contrainte/déformation estimées à partir des requis des normes ASTM pour le cobalt chrome, l'acier inoxydable et le titane.	42
Figure 1-27 : Paramètres géométriques définissant le cintrage des tiges	44
Figure 1-28 : Schéma conceptuel du cintrage différentiel visant la dérotation vertébrale dans le plan transverse	44
Figure 1-29 : Exemples de modélisation d'une unité fonctionnelle par éléments finis (A) et par approche multicorps (B)	49
Figure 2-1 : Organisation des chapitres de la thèse par rapport aux objectifs et hypothèses du projet doctoral	61
Figure 3-1: Division of the instrumented levels of a Lenke 1 curve pattern into five functional regions to report screw distribution	77
Figure 3-2 : Percentage of available pedicles filled on five regions for the concave and convex sides of the instrumented spine. * Indicates a statistically significant difference in the percentage of the pedicle filled compared to other regions ($p<0.05$).	78
Figure 3-3 : Different implant distribution used for the treatment of Lenke 1 curve pattern.	78
Figure 4-1 : Preoperative standing posteroanterior and lateral radiographs of the five cases	95
Figure 4-2 : Worksheet used to identify implant distribution and correction maneuvers planned for the treatment of each patient (here, case 1).....	96
Figure 4-3 : Percentage of available pedicles filled on five regions for the concave and convex sides of the instrumented spine for the preferred and minimal implant density techniques.....	96
Figure 4-4 : Percentage of pedicles used for correction maneuver execution on five regions for the concave and convex sides of the instrumented spine for the preferred and minimal implant density techniques.....	97
Figure 4-5 : Percentage of time each implant pattern was considered to be acceptable for treatment by surgeons	97
Figure 5-1 : Géométrie 3D du rachis dans le simulateur issue de la reconstruction 3D d'un patient à partir de ses radiographies biplanaires.	100

Figure 5-2 : Modélisation de la rigidité d'une liaison intervertébrale et orientation du système d'axes définissant l'orientation des vertèbres dans le modèle.	101
Figure 5-3 : Modélisation de l'interface os-implant et formalisme utilisé dans le modèle	103
Figure 5-4 : Relation entre le moment et la rotation selon les axes x et y définissant la rigidité de l'interface os-implant.	104
Figure 5-5 : Modélisation d'une tige et formalisme utilisé dans le modèle. Une succession de cylindres rigides sont connectés par des joints flexibles.	105
Figure 5-6 : Insertion de la tige dans l'implant distal (A) et dans les implants proximaux (B) et création des liaisons cinématiques entre les têtes de vis et la tige.	106
Figure 5-7 : Application d'un couple sur le segment distal de la tige dans le plan transverse afin d'effectuer une rotation de la tige	107
Figure 5-8 : Modélisation des dérotateurs sur les niveaux apicaux (A) et application d'une force de dérotation (B).....	108
Figure 5-9 : Modélisation de la connexion entre une tige et une tête de vis avant et après serrage des implants	108
Figure 5-10 : Exemples d'accentuation du profil d'une tige reconstruite en appliquant plusieurs facteurs multiplicateurs.....	109
Figure 5-11 : Division of the instrumented levels of a thoracic scoliosis curve pattern into five functional regions with levels of implant placement (min /max) for each region.	129
Figure 5-12 : Association between overall, concave and convex side implant density and resulting main thoracic (MT) Cobb angle after simulations of surgical instrumentation corrections with the 128 implant configurations for case #5.....	130
Figure 5-13 : Data for 128 simulated surgical instrumentation patterns for case #4. Implant density is associated with increased force at the bone screw interface, both maximal force during correction maneuvers and average force per implant after the correction are computed. ...	130
Figure 5-14 : For case #5, low implant density constructs provide a similar simulated 3D correction as high implant density patterns.....	131

Figure 5-15 : Correction 3D moyenne, minimale, et maximale obtenue lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation en affectant chacun des paramètres étudiés.....	138
Figure 5-16 : Efforts moyens, minimaux, et maximaux obtenus lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation en affectant chacun des paramètres étudiés.....	139
Figure 6-1 : Tracé intraopératoire du contour des tiges avant d'être insérées dans le patient.....	143
Figure 6-2 : Calibration et identification de points le long de l'axe central de la tige n°2 (A) et interpolation de la forme de la tige et calcul de la courbure et de la défexion maximale (B)	144
Figure 6-3 : Exemple d'un tracé des tiges où le contour est de mauvaise qualité.....	145
Figure 6-4 : Protocole d'acquisition de la forme des tiges à partir d'une photographie.....	146
Figure 6-5 : Image initiale (A) ou les quatre coins de l'objet rectangulaire ont été identifiés et l'image transformée par homographie (B).....	147
Figure 6-6 : Identification d'un segment sur la règle et du diamètre de la tige à six endroits à des fins de calibration.....	148
Figure 6-7 : Identification de 20 points sur l'axe central de la tige	148
Figure 6-8 : Radiographies intraopératoires conventionnelles (A) et postopératoires EOS (B).	150
Figure 6-9 : Modèle synthétique d'une colonne vertébrale instrumentée (A), radiographié de façon conventionnelle (B) et dans le système EOS (C).....	151
Figure 6-10 : Pre and post-operative 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiographs (A and D), and rods shape reconstruction (black curves) from rod tracing pre-implantation (B), and from bi-planar radiographs post-implantation (C and D).	166
Figure 6-11 : Geometrical rods indices: Pre-implantation differential deflection, and post-implantation rods plane of maximal curvature (RPMC), rod curvature, and maximal deflection from rods 3D reconstruction.	167
Figure 6-12 : Evolution of the concave and convex rods shape indices prior to implantation, post-implantation and one-week post-op.....	168

Figure 6-13 : Relationship between the initial concave rod contour to spine contour difference (pre-implantation rod curvature - preoperative kyphosis) and kyphosis change after surgical instrumentation.....	169
Figure 6-14 : Relationship between pre-implantation rods differential deflection (concave - convex rods deflection) and apical vertebral rotation (AVR) correction.....	169
Figure 6-15 : Rod's plane of maximal curvature orientation (RPMC), 3D rod curvature and maximal deflection computed from rods 3D reconstruction.....	184
Figure 6-16 : Evolution of main thoracic Cobb angle and rods 3D curvature for patients instrumented with Cobalt Chrome (CoCr), Stainless Steel (SS) and Titanium (Ti) 5.5 mm rods. * Indicates a statistically significant change ($p<0.05$).	184
Figure 6-17 : Proportion of patients with a balanced, compensated balance and unbalanced posture at each time point. The lines represent each patients' sagittal posture evolution between time points.....	185

LISTE DES ÉQUATIONS

Équation 1 : Rigidité intervertébrale thoracique issue de Panjabi <i>et al.</i> , (1976)	101
Équation 2 : Rigidité intervertébrale lombaire issue de Gardner-Morse <i>et al.</i> , (2004)	101
Équation 3 : Relation entre force F et déplacement D considérant la matrice de rigidité intervertébrale K et le coefficient de personnalisation β propre à chaque courbure scoliotique.	
.....	102
Équation 4 : Fonction objective du problème d'optimisation.....	102
Équation 5 : Relation entre force F et translation T du joint définissant la rigidité de l'interface os-implant.....	104
Équation 6 : Matrice définissant la raideur des tiges Ktige en fonction du module d'élasticité longitudinale (E) et tangentielle (G) du matériau, de la section (A), de la longueur (L) et des moments d'inertie (I) d'un segment de tige. La matrice est symétrique.	105
Équation 7 : Relation entre force F et déplacement D considérant la matrice de rigidité K, le coefficient de personnalisation β , et le facteur α issu de l'étude de sensibilité.....	135

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – EXEMPLE DE PLANS CHIRURGICAUX REMIS PAR UN CHIRURGIEN.....	222
Annexe B – ÉTAPES DE SIMULATION DE LA CHIRURGIE D’INSTRUMENTATION....	224
Annexe C – RECONSTRUCTION DE LA GÉOMÉTRIE D’UNE TIGE PAR PALPEUR 3D, RADIOGRAPHIES CONVENTIONNELLES ET SYSTÈME EOS.....	225
Annexe D – RECONSTRUCTION DE LA GÉOMÉTRIE DES TIGES CONCAVES ET CONVEXES INTRA ET POSTOPÉREATOIRE PAR TROIS OPÉRATEURS	226

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

1SPO	Une Semaine Post-Op
1WPO	<i>One Week Post-Op</i>
2APO	Deux Ans Post-Op
2YFU	<i>Two Years Follow-Up</i>
3D	Tridimensionnel
AIS	<i>Adolescent Idiopathic Scoliosis</i>
AP	Antéro Postérieur
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
AVR	<i>Apical Vertebral Rotation</i>
AVT	<i>Apical Vertebral Translation</i>
C7PL	<i>C7 Plumline</i>
CSVL	<i>Center Sacral Vertical Line</i>
CoCr	<i>Cobalt-Chrome</i>
CT	<i>Computed Tomography</i>
DDL	Degré De Liberté
DOE	<i>Design of Experiment</i>
E	Module de Young
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
IV	Intervertébral
LAT	Latéral
LIV	<i>Lower Instrumented Vertebra</i>
LL	<i>Lumbar Lordosis</i>
MIMO	<i>Minimize Implants, Maximize Outcomes</i>

MT	<i>Main Thoracic</i>
OI	Os/Implant
PA	Postéro antérieur
PI	<i>Pelvic Incidence</i>
PMC	<i>Plane of Maximal Curvature</i>
PRE	Préopératoire
PT	<i>Proximal thoracic</i>
PT	<i>Pelvic Tilt</i>
RPMC	<i>Rod's Plane of Maximal Curvature</i>
RCSC	<i>Rod Contour to Spine Contour</i>
SD	<i>Standard Deviation</i>
SFD	<i>Sacro-Femoral Distance</i>
SIA	Scoliose Idiopathique de l'Adolescent
SRS	<i>Scoliosis Research Society</i>
SS	<i>Stainless Steel</i>
SS	<i>Sacral Slope</i>
SVA	<i>Sagittal Vertical Axis</i>
Ti	<i>Titanium</i>
TK	<i>Thoracic Kyphosis</i>
TL/L	Thoracolumbar/Lumbar
UIV	<i>Upper Instrumented Vertebra</i>

INTRODUCTION

La scoliose est une pathologie complexe et évolutive du système musculo-squelettique causant une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale. Elle peut être d'origine congénitale, neuromusculaire, mais sa forme la plus rependue est dite idiopathique, c'est-à-dire que sa cause n'est pas clairement identifiée. Cette pathologie touche environ 2.5% de la population pendant la poussée de croissance à la puberté (Asher *et al.*, 2006). On parle de scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA). Dans le cas de déformations sévères ou à forte progression, une intervention chirurgicale est préconisée (Asher *et al.*, 2006). Près de 0.1 % des cas de scoliose nécessitent une intervention chirurgicale (Weiss *et al.*, 2013). On compte entre 15 000 et 20 000 chirurgies d'instrumentation de la scoliose chaque année en Amérique du Nord (Scoliosis-Research-Society 2005). Les principaux objectifs de la chirurgie sont d'arrêter l'évolution de la scoliose et de corriger les déformations du rachis afin de restaurer un équilibre normal et stable au patient (Weinstein *et al.*, 2008).

L'intervention chirurgicale la plus répandue consiste en l'instrumentation par abord postérieur de la colonne vertébrale (Daffner *et al.*, 2010). Le chirurgien insère des implants, généralement des vis pédiculaires, sur plusieurs vertèbres et s'en sert pour réaliser une succession de manœuvres chirurgicales pour corriger les déformations scoliotiques. Deux tiges métalliques sont insérées dans les implants afin de maintenir l'alignement corrigé des vertèbres. Cette instrumentation rigide permet de promouvoir la fusion osseuse des segments vertébraux instrumentés, empêchant l'évolution des courbures scoliotiques. Les techniques d'instrumentation et de correction ont grandement évolué depuis l'introduction de cette approche chirurgicale (Hasler, 2013). L'introduction des vis pédiculaires a notamment permis une amélioration de l'ancre sur les vertèbres, et le développement de nouvelles techniques chirurgicales visant à obtenir une réelle correction 3D des courbures scoliotiques (Hasler, 2013; Liljenqvist *et al.*, 2001).

La multiplication des systèmes d'instrumentation, la complexification des manœuvres de correction chirurgicale ainsi que les différentes stratégies de sélection des niveaux instrumentés font de la planification chirurgicale préopératoire une étape complexe. Bien qu'il existe des directives pour guider le chirurgien dans la planification de la chirurgie d'instrumentation, celui-ci se base sur sa propre expérience pour établir sa stratégie d'instrumentation (Lenke, 2005). Cette approche empirique implique qu'il existe aujourd'hui une importante variabilité parmi les

chirurgiens quant au choix du nombre de niveaux instrumenté, du type et de la configuration d'instrumentation ainsi que des techniques de correction (Aubin *et al.*, 2007; de Kleuver *et al.*, 2014; Majdouline *et al.*, 2007; Robitaille *et al.*, 2007). Le choix de la stratégie d'instrumentation a pourtant un impact important sur les résultats de l'intervention chirurgicale, ce qui suggère une rationalisation des techniques d'instrumentation et de correction de la scoliose (Majdouline *et al.*, 2009).

Une tendance des chirurgiens à utiliser de plus en plus de vis pédiculaires a été notée ces dernières années (Quan *et al.*, 2010). Bien que l'augmentation des points d'ancrage sur la colonne vertébrale offre plus de possibilités pour exécuter des manœuvres de correction et manipuler les vertèbres, l'existence d'un lien entre la densité d'implants (nombre moyen d'implants par vertèbre instrumentée) et la correction des courbures scoliotique reste controversée (Larson *et al.*, 2013). Plusieurs études ont documenté des corrections similaires en utilisant des montages à faible densité d'implants ou totalement instrumentés (deux implants par vertèbre) (Kemppainen *et al.*, 2016; Morr *et al.*, 2015; Tsirikos *et al.*, 2012). Des études biomécaniques ont également montré que, contrairement à ce que l'on pourrait croire, augmenter le nombre d'implants n'implique pas toujours une meilleure répartition des efforts dans le montage d'instrumentation (Salmingo *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2011). Des montages à faible densité d'implants (un implant par vertèbre) permettent de promouvoir la fusion des vertèbres instrumentées et une correction stable de la scoliose (Deviren *et al.*, 2005; Min *et al.*, 2012). Enfin, il n'existe pas de preuve qu'utiliser plus d'implants améliore la qualité de vie des patients (Bharucha *et al.*, 2013; Gotfryd *et al.*, 2013; Ketenci *et al.*, 2015; Larson *et al.*, 2014; Morr *et al.*, 2015; Tsirikos *et al.*, 2012). L'utilisation d'un nombre plus élevé d'implants allant jusqu'à des montages totalement instrumentés s'est faite sans réelle justification en terme de résultat chirurgical, et la densité optimale d'implants pour le traitement de la scoliose est aujourd'hui inconnue (Larson *et al.*, 2015; Larson *et al.*, 2013).

Pourtant des considérations de sécurité et économiques existent par rapport à l'augmentation du nombre d'implants. Chaque vis pédiculaire insérée augmente le temps de la chirurgie (près de 15 minutes par vis)(Lonner *et al.*, 2009), la perte de sang des patients et les risques de complications associés (Carreon *et al.*, 2007; Kemppainen *et al.*, 2016), le risque de malposition d'implants qui peut endommager une structure anatomique adjacente aux vertèbres (Diab *et al.*, 2007; Hicks *et al.*, 2010), et l'exposition du patient aux radiations lorsqu'une insertion guidée par imagerie est utilisée (Ul Haque *et al.*, 2006). De plus, chaque vis pédiculaire coûte près de 1000 \$ ce qui

augmente considérablement le coût de la chirurgie pour le système de santé (Larson *et al.*, 2015; Yang *et al.*, 2011). Réduire le nombre d'implants aurait donc de nombreux avantages. Un récent consensus de chirurgiens préconise d'utiliser moins de 1.6 implant par vertèbre pour le traitement de cas Lenke 1 avec une courbure modérée, bien que plus de recherches sur le sujet soient indiquées (de Kleuver *et al.*, 2014). Toutefois, encore beaucoup de chirurgiens envisagent d'utiliser des montages totalement instrumentés pour les cas de scoliose Lenke 1 avec une courbure modérée (Aubin *et al.*, 2012).

Le concept de densité d'implants ne reflète cependant pas à lui seul la complexité biomécanique de la configuration d'implants. En effet, une même densité peut faire référence à de nombreuses distributions d'implants sur le segment instrumenté. Différentes configurations ont été proposées pour le traitement de la scoliose (Bharucha *et al.*, 2013; Gotfryd et Avanzi, 2013; Hwang *et al.*, 2011; Li *et al.*, 2014; Min *et al.*, 2012; Tsirikos *et al.*, 2012). Le lien entre le choix d'une configuration d'implants et la capacité à se servir des points d'ancrage pour exécuter des manœuvres de correction n'est pas clair et l'impact de la distribution d'implants sur les résultats de la chirurgie ou sur la répartition des efforts dans le montage n'a pas été évalué. Comprendre l'impact de la distribution d'implants est nécessaire pour rationaliser les configurations et le nombre d'implants utilisés pour le traitement de la scoliose.

L'efficacité d'une configuration d'implants n'est toutefois pas dissociable d'autres paramètres d'instrumentation et notamment des tiges d'instrumentation. Une tige est caractérisée par son diamètre (4.5, 4.75, 5.5 ou 6.35 mm) et son matériau (acier inoxydable, titane, ou cobalt-chrome). Chaque tige possède des propriétés mécaniques différentes dépendant du matériau, mais également du procédé de fabrication utilisé (Noshchenko *et al.*, 2011). Le cintrage des tiges, qui consiste à courber une tige droite pour que sa forme guide la colonne vertébrale, est réalisé par le chirurgien en salle d'opération avant leur insertion dans le patient. Le profil donné aux tiges est représentatif du profil sagittal postopératoire espéré pour le patient. Toutefois les tiges sont soumises à d'importantes forces de correction lors de la chirurgie qui peuvent changer la forme qui avait été initialement donnée par le chirurgien (Cidambi *et al.*, 2012; Salmingo *et al.*, 2013). Les efforts auxquels l'instrumentation est soumise pendant la chirurgie peuvent dépendre des déformations scoliotiques, de la flexibilité des courbures, des ostéotomies réalisées mais aussi des techniques de correction utilisées. Le comportement mécanique de chaque type de tige est également différent en fonction des différents diamètres et propriétés matériau (Serhan *et al.*, 2013). Tous ces facteurs

rendent difficile la prédition des déformations intraopératoires des tiges d'instrumentation et par conséquent du cintrage à réaliser, comme montré par l'importante variabilité du profil du cintrage des tiges réalisé parmi les chirurgiens (Pawelek *et al.*, 2007). Les déformations 3D intraopératoires des tiges et l'effet du cintrage sur la correction 3D des courbures scoliotiques n'ont cependant pas été étudiés.

La capacité des configurations d'instrumentation à maintenir la correction après la chirurgie est essentielle. Pendant les premiers mois après la chirurgie, l'instrumentation a pour but de soutenir la colonne vertébrale afin de promouvoir la fusion osseuse des segments instrumentés. Durant cette période, le patient retrouve une activité courante et réalise des mouvements fonctionnels pouvant engendrer des efforts sur l'instrumentation. Plusieurs études ont rapporté des pertes de correction après la chirurgie avec des montages à vis pédiculaires, et le choix du matériau des tiges d'instrumentation a été identifié comme facteur de risque de perte de correction postopératoire (Cui *et al.*, 2012; Hwang *et al.*, 2013; Lamerain *et al.*, 2014; Upasani *et al.*, 2015). Aucune étude n'a pourtant analysé si les tiges se déforment dans les années suivant la chirurgie et si cela a une implication avec des pertes de correction postopératoire.

Ce projet doctoral vise à mieux comprendre l'impact de la distribution des implants sur la capacité de correction 3D de la scoliose et les efforts supportés par l'instrumentation afin d'orienter le choix des chirurgiens sur un placement stratégique d'implants. Il vise également à comprendre l'impact du cintrage et des déformations intra et postopératoires des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures scoliotiques afin de guider les chirurgiens sur le cintrage à réaliser.

Cette thèse se divise en six chapitres. Suite à un chapitre de revue des connaissances, la problématique, les hypothèses de recherche et les objectifs du projet sont définis au chapitre 2. Les objectifs du projet doctoral sont réalisés au travers de cinq articles. Le chapitre 3 présente une analyse rétrospective à partir d'une base de données de patients détaillant la distribution d'implants utilisée pour le traitement de la scoliose et son effet sur la correction des courbures scoliotiques. Le chapitre 4 présente une analyse du rôle des implants et du choix des configurations sur la capacité à exécuter des manœuvres de correction à partir de plans chirurgicaux. Le chapitre 5 présente une analyse biomécanique de l'impact de la distribution d'implants sur la correction 3D et les efforts supportés par l'instrumentation au moyen d'un plan d'expérience et d'un simulateur de chirurgie. Ce chapitre comprend également une étude de sensibilité du modèle numérique

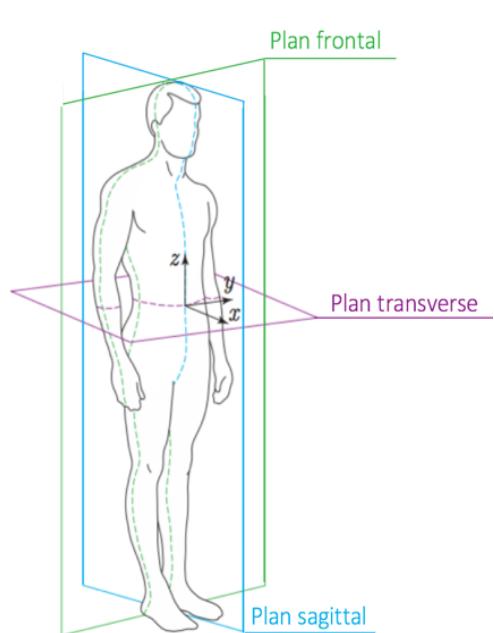
utilisé. Le chapitre 6 présente dans un premier temps les méthodes de reconstruction de la forme des tiges pré et postopératoire et leur précision respective. Il présente ensuite une étude rétrospective de cas chirurgicaux détaillant les déformations intraopératoires des tiges d'instrumentation et l'effet du cintrage sur la correction 3D. Enfin, une étude rétrospective de cas chirurgicaux évaluant les changements de forme 3D des tiges et de la colonne vertébrale dans les deux ans après la chirurgie est présentée. La thèse se termine par une discussion générale et une conclusion synthétisant les apports de ce projet de recherche et les recommandations qui résultent de ce travail.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis

Le rachis ou colonne vertébrale est une structure centrale et maîtresse du corps humain. C'est une chaîne d'os empilés, appelés vertèbres, soutenus et articulés par un système musculaire et articulaire complexe composé de muscles, disques intervertébraux et ligaments. Sa fonction est d'assurer la mobilité du tronc et de transmettre les charges du tronc et de la tête au bassin. Il a également une fonction protectrice de la moelle épinière qui descend le long d'un canal situé au milieu de la colonne vertébrale.

L'étude anatomique du rachis nécessite la définition d'un référentiel (Figure 1-1). Trois plans orthogonaux de référence sont ainsi définis :



- Le plan frontal ou coronal divise le corps verticalement en une partie antérieure ventrale et une partie postérieure dorsale.
- Le plan sagittal ou latéral divise le corps verticalement en une moitié gauche et une moitié droite.
- Le plan transverse divise le corps horizontalement en une partie crâniale et une partie caudale.

Le repère orthogonal résultant de l'intersection de ces trois plans est composé d'un axe postéro-antérieur (x), un médio-latérale (y), et un axe caudocranial (z) (Figure 1-1).

Figure 1-1 : Plans anatomiques (adaptée de (Martino, 2011))

La colonne vertébrale est composée de 32 à 34 vertèbres regroupées en cinq groupes (Figure 1-2): les vertèbres cervicales (C1 à C7), thoraciques (T1 à T12), lombaires (L1 à L5), sacrées (S1 à S5) et coccygiennes (3 à 5 vertèbres).

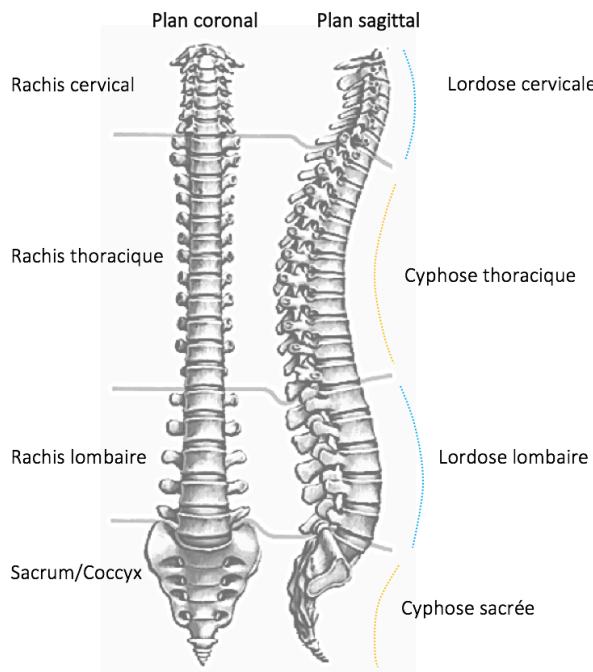


Figure 1-2: Segments et courbures rachidiens (adaptée de <http://easy-look.fr>, consulté le 12 février 2015)

Dans le plan coronal, la colonne vertébrale saine est rectiligne et symétrique. Dans le plan sagittal, quatre courbures sont présentes : une lordose (concavité postérieure / creux) cervicale, une cyphose (convexité postérieure/ bosse) thoracique, une lordose lombaire et une cyphose sacrée.

1.1.1 Vertèbres

Les vertèbres cervicales, thoraciques, lombaires et sacrées ont des morphologies et des fonctions différentes. Les dimensions d'une vertèbre augmentent globalement du rachis cervical au rachis lombaire en raison de l'augmentation progressive de la masse des structures anatomiques sus-jacentes et des sollicitations mécaniques résultantes. La structure osseuse de la vertèbre comprend à sa périphérie une composante d'os cortical très dense comparé à l'os trabéculaire situé à l'intérieur. L'os cortical a une épaisseur de l'ordre du millimètre, mais qui varie selon la région sur les vertèbres et selon les niveaux vertébraux (Edwards *et al.*, 2001). Les vertèbres peuvent être décomposées en deux régions distinctes : le corps vertébral (partie antérieure) et l'arc postérieur (Figure 1-3). Entre ces deux parties se trouve le canal vertébral dans lequel passe la moelle épinière. Le corps vertébral est un bloc osseux relativement cylindrique ayant pour fonction de supporter et

transmettre le poids du corps humain. L'arc postérieur est composé de plusieurs parties distinctes. Deux pédicules le relient au corps vertébral. Deux apophyses ou facettes articulaires supérieures et inférieures assurent la liaison et la mobilité avec les vertèbres sus et sous-jacentes. Deux apophyses transverses permettent une attache musculaire et ligamentaire. Deux lames se rejoignent et créent l'apophyse épineuse permettant également une attache musculaire et ligamentaire. Les vertèbres thoraciques possèdent des facettes articulaires supplémentaires afin d'établir une liaison avec les côtes. Quatre facettes costovoïdées se trouvent sur la partie pédiculaire antérieure et deux facettes costotransverses se trouvent sur les apophyses transverses.

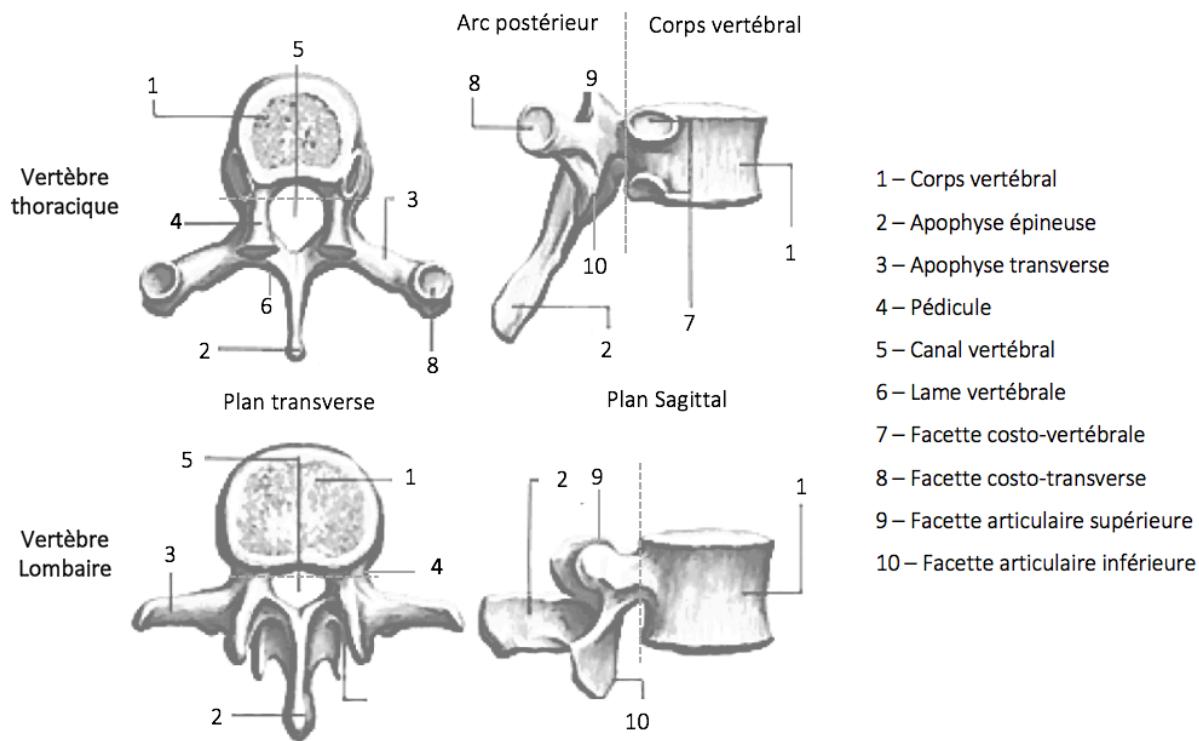


Figure 1-3 : Anatomie de vertèbres thoraciques et lombaires (adaptée de <http://easy-look.fr>, consultée le 12 février 2015)

L'articulation entre deux vertèbres adjacentes est constituée d'un disque intervertébral dont le rôle est d'amortir et de distribuer les charges mécaniques tout en assurant la mobilité du rachis (Figure 1-4). Le disque est formé de plaques cartilagineuses situées sur les plateaux vertébraux adjacents. Un anneau fibreux périphérique, l'annulus fibrosus composé d'une succession de lamelles fibrocartilagineuses entoure un noyau central, le nucléus pulposus, qui lui est composé d'une masse gélatineuse incompressible. L'articulation intervertébrale est également composée de nombreux ligaments (Figure 1-4). Un ligament dit longitudinal antérieur s'étend de la base du crâne jusqu'au

sacrum et relie la face antérieure des corps vertébraux alors qu'un autre longitudinal postérieur relie la face postérieure des corps vertébraux. Sur l'arc postérieur des vertèbres à l'intérieur du canal rachidien, le ligament jaune relie les lames des vertèbres adjacentes. Deux ligaments inter et supraépineux relient les apophyses épineuses des vertèbres adjacentes et un ligament intertransverse relie les apophyses transverses. Les facettes articulaires sont constituées de ligaments capsulaires.

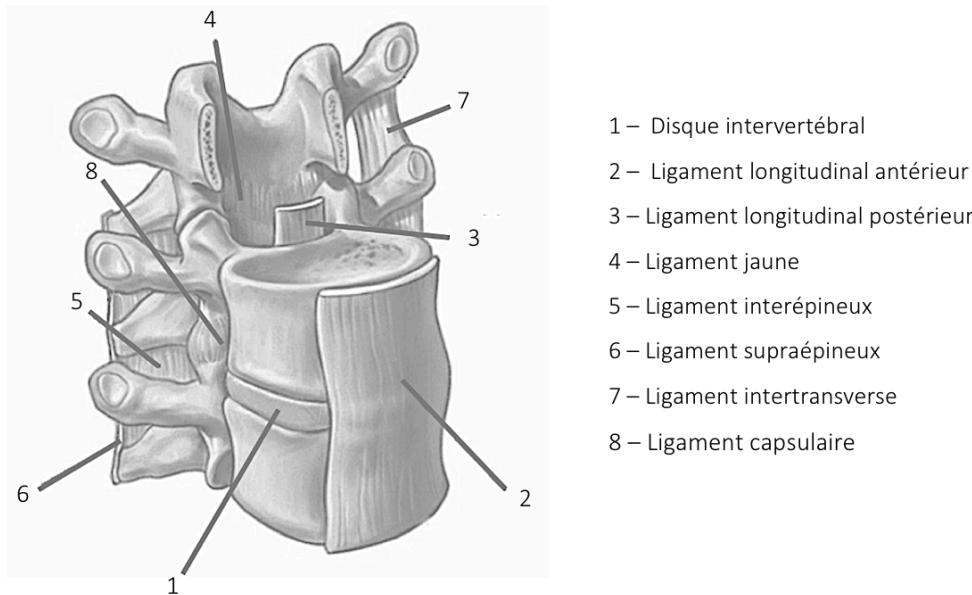


Figure 1-4 : Articulation vertébrale (adaptée de www.patologievertebra.ro, consultée le 12 février 2015)

La morphologie vertébrale et notamment la position et l'orientation des facettes articulaires influencent l'amplitude des mouvements physiologiques (Gardner-Morse *et al.*, 2004; Masharawi *et al.*, 2004; Panjabi *et al.*, 1976). Le segment cervical du rachis est le plus mobile des segments rachidiens (Moroney *et al.*, 1988). Les facettes articulaires du rachis thoracique permettent une rotation axiale bien qu'elles tendent à restreindre le mouvement de flexion/extension, et inversement pour le segment lombaire (Gardner-Morse *et al.*, 2004; Panjabi *et al.*, 1976). La complexité morphologique introduit également un phénomène de couplage entre les mouvements de flexion/extension, inclinaisons latérales et rotations axiales (Gardner-Morse *et al.*, 2004; Panjabi *et al.*, 1976).

1.1.2 Pelvis

Le pelvis, ou bassin, opère la jonction entre la colonne vertébrale et les membres inférieurs. Il est constitué des deux os coxaux, du coccyx et du sacrum (Figure 1-5). Le sacrum est constitué de cinq vertèbres sacrées (S1 à S5) soudées entre elles. Le plateau de la première vertèbre sacrée (S1) est relié à la dernière vertèbre du segment vertébral lombaire (L5) par un disque intervertébral. Le coccyx s'articule avec la pointe du sacrum, et est constitué de trois à cinq vertèbres atrophiées et soudées entre elles. Les deux os coxaux sont eux-mêmes constitués de trois parties qui se soudent vers l'âge de 12 ans. L'ilium, appelé hanche ou crêtes iliaques, constitue la partie supérieure de l'os et l'ischium, la partie inféro-dorsale. La partie inféro-ventrale, appelée pubis est la partie de l'os située au-dessus du sexe. Les os coxaux sont reliés entre eux par la symphyse pubienne et au sacrum par les articulations sacro-iliaques. Ces articulations sont très rigides et sont principalement utiles lors de l'accouchement pour élargir le bassin. Le sacrum est aussi plus grand chez la femme que chez l'homme, ce qui permet un plus grand dégagement entre les os coxaux et facilite ainsi l'accouchement.

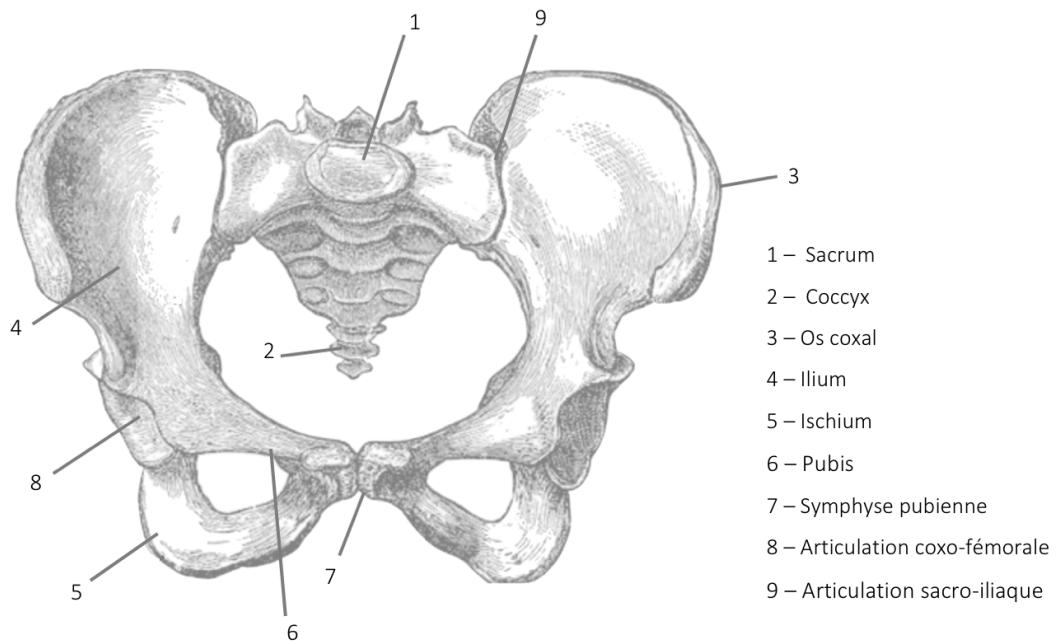


Figure 1-5 : Anatomie du pelvis (adaptée de <http://www.bartleby.com>, consulté le 12 février 2015)

1.2 Scoliose idiopathique de l'adolescence

La scoliose est une pathologie complexe et évolutive du système musculo-squelettique causant une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin. Elle peut être d'origine congénitale, neuromusculaire, mais sa forme la plus rependue est dite idiopathique (cause non clairement identifiée). On parle de scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) car la pathologie est généralement diagnostiquée durant la période de croissance à l'adolescence. Plusieurs facteurs semblent être impliqués dans la progression des déformations de la SIA, tels que des facteurs hormonaux, génétiques, proprioceptifs, neuromusculaires, biochimiques, et biomécaniques (Lowe *et al.*, 2000). La SIA a une prévalence d'environ 2.5% (Asher *et al.*, 2006). Elle touche principalement les filles et on compte environ 10 filles pour 1 garçon atteint de déformations sévères (Roach, 1999; Rogala *et al.*, 1978). Cette pathologie peut induire des douleurs chroniques ainsi que des troubles neurologiques, cardiaques et respiratoires (Asher *et al.*, 2006; Negrini *et al.*, 2006).

1.2.1 Méthodes d'évaluation de la scoliose

L'évaluation de la scoliose est un élément important pour prononcer ou confirmer un diagnostic, juger des déformations scoliotiques et leur potentiel de progression, ainsi que pour la sélection du traitement approprié. Bien qu'un bilan postural à la recherche d'une asymétrie et d'un déséquilibre du tronc ou d'une gibbosité peut être pratiqué en clinique, l'imagerie a une place importante dans l'évaluation de la scoliose (Iwahara *et al.*, 1998). Les radiographies postéro-antérieure (PA) ou antéro-postérieure (AP) et latérale (LAT) sont couramment utilisées (Figure 1-6). Ces radiographies réalisées en position debout permettent d'apprécier les déformations scoliotiques, la flexibilité des courbures, ainsi que la maturité osseuse du patient. Les termes et indices géométriques présentés dans ce chapitre sont ceux proposés par la Scoliosis Research Society ([Scoliosis Research Society – Glossary](#), consulté le 19 février 2016).

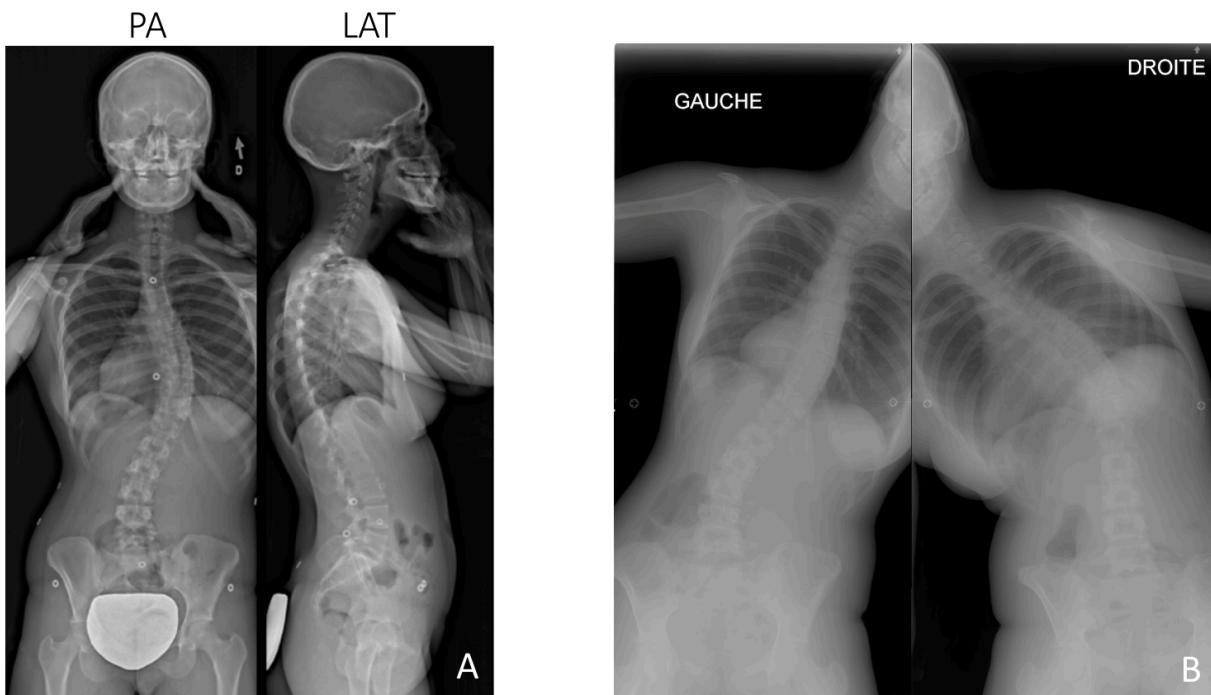


Figure 1-6 : Radiographies postéroantérieure (PA) et latérale (LAT) en position debout (A) et en inflexion latérale (B)

La radiographie PA permet d'authentifier la scoliose. Chaque courbure scoliotique est délimitée par les deux vertèbres les plus inclinées par rapport à l'horizontale, nommées vertèbres limites. L'apex de la courbure correspond à la vertèbre la plus déviée latéralement du centre du rachis. La sévérité des courbures scoliotiques, thoracique proximale (PT : *Proximal Thoracic*), thoracique principale (MT : *Main Thoracic*) et thoraco-lombaire/lombaire (TL/L : *Thoracolumbar/Lumbar*) est caractérisée par la mesure de l'angle de Cobb qui correspond à l'angle formé entre le plateau vertébral supérieur de la vertèbre limite supérieure et le plateau vertébral inférieur de la vertèbre limite inférieure (Figure 1-6 (A)). La mesure de ces mêmes angles sur des radiographies en inflexion latérale permet de juger de la réductibilité des courbures scoliotiques (Figure 1-6 (B)), soit le pourcentage de réduction de la courbure lors de l'inflexion latérale. Le déjettement du tronc dans le plan coronal (*compensation*) peut s'évaluer sur la radiographie PA par la distance horizontale entre la ligne de plomb passant par la septième vertèbre cervicale (C7PL : *C7 Plumline*) et la ligne verticale centrale sacrée (CSV : *Center Sacral Vertical Line*). La translation de la vertèbre apicale (AVT : *Apical Vertebral Translation*) évalue la distance horizontale entre l'apex d'une courbure et C7PL. Plusieurs méthodes, basées sur la mesure de la position de certaines structures anatomiques vertébrales, ont été développées pour mesurer la

rotation vertébrale dans le plan transverse à partir d'une vue PA (Lam *et al.*, 2008). Couramment, la rotation axiale reportée est celle de la vertèbre apicale d'une courbure (AVR : *Apical Vertebral Rotation*), car la rotation vertébrale y est généralement maximale (Figure 1-7 (C))(Asher et Cook, 1995). La mesure de la rotation vertébrale permet également d'identifier les vertèbres dont la rotation est nulle, dites vertèbres neutres. Sur la radiographie LAT, la cyphose thoracique et la lordose lombaire sont mesurées (Figure 1-7 (B)). De la même façon que l'angle de Cobb, la cyphose est mesurée entre le plateau vertébral supérieur de T2 (dans certains cas, T4 ou T5) et le plateau inférieur de T12 alors que la lordose est mesurée entre les vertèbres L1 et S1 (ou L5).

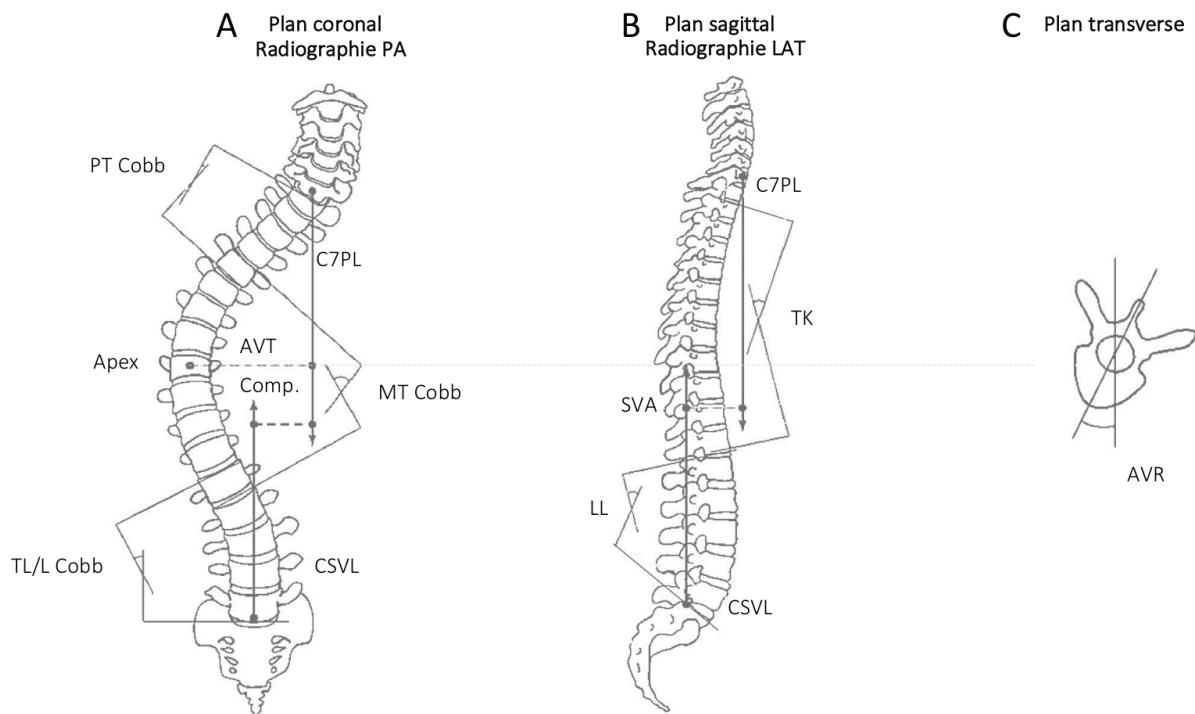


Figure 1-7 : Indicateurs géométriques du rachis pour l'évaluation de la scoliose dans le plan coronal (A), sagittal (B) et transverse (C) (adaptée de (Martino, 2011))

L'équilibre postural sagittal est également mesuré sur la radiographie LAT. L'axe sagittal vertical (SVA : *Sagittal Vertical Axis*) est la distance horizontale entre C7PL et la CSVL au niveau du sommet postérieur de S1 (Figure 1-7(B)). L'orientation pelvienne est caractérisée par trois angles (Figure 1-8): La pente sacrée (SS : *Sacral Slope*), soit l'angle formé par le plateau de la première vertèbre sacrée (S1) et l'horizontale ; la bascule pelvienne (PT : *Pelvic Tilt*) soit l'angle entre la ligne rejoignant le point milieu du plateau de S1 à l'axe longitudinal des têtes fémorales et la

verticale; l'incidence pelvienne (PI : *Pelvic Incidence*), correspondant à la ligne perpendiculaire au plateau sacré à son point milieu et la ligne partant de ce même point à l'extrémité proximale de l'axe longitudinal des têtes fémorales. L'incidence pelvienne équivaut alors à la somme de la pente sacrée et de la bascule pelvienne. Enfin, la distance horizontale sacro-fémorale (SFD : *Sacro-Femoral Distance*) peut être mesurée entre le coin supérieur postérieur de S1 et le centre des têtes fémorales.

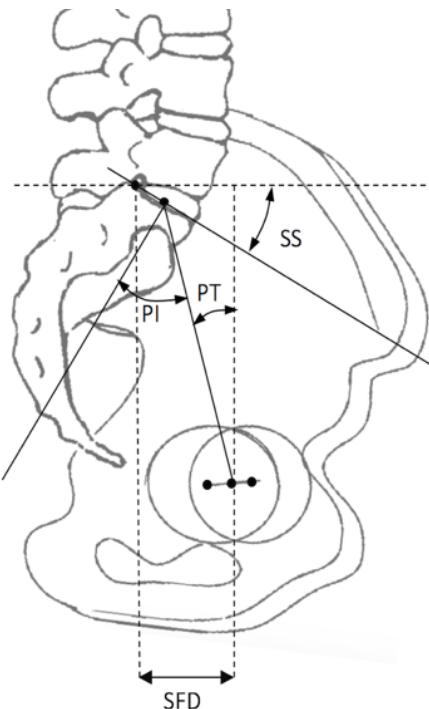


Figure 1-8 : Indices géométriques pelviens pour l'évaluation posturale sagittale (adaptée de (Martino, 2011))

Les techniques de reconstruction 3D stéreoradiographiques (présentées dans la suite de ce chapitre à la section 1.4.1) ont permis d'évaluer la forme 3D de la scoliose et notamment d'évaluer les courbures scoliotiques, non pas à partir de mesures sur une projection dans le plan radiographique, mais dans leur plan de courbure maximale (PMC : *Plane of Maximal Curvature*). Le PMC est construit à partir des deux vertèbres limites et l'apex de chaque courbure scoliotique (Figure 1-9). L'orientation de ce plan est calculée par rapport au plan sagittal (Figure 1-9 (C)). La valeur de cet angle est de zéro pour un sujet sain, toutes les courbures physiologiques se trouvant dans le plan sagittal.

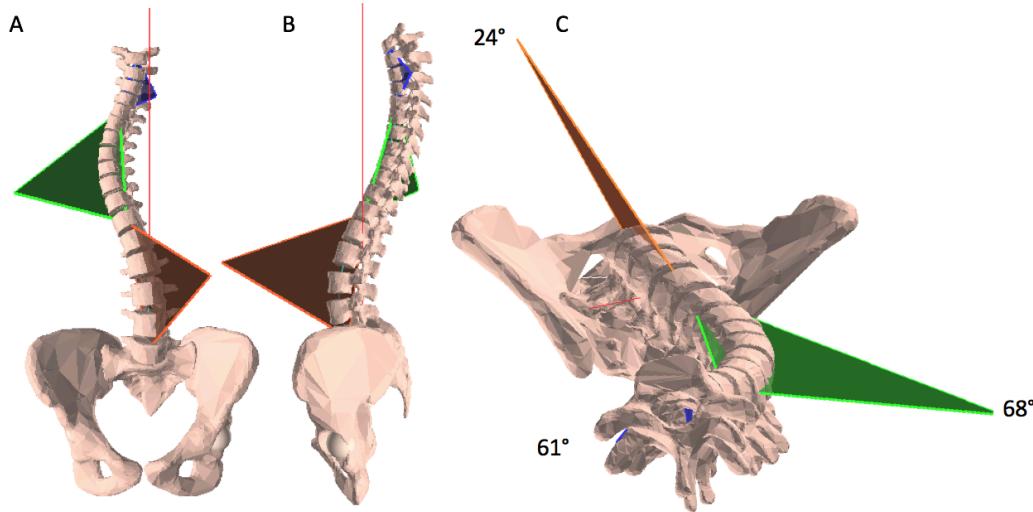


Figure 1-9 : Représentation dans les plans coronal (A), sagittal (B) et transverse (C) de la reconstruction 3D d'un cas scoliose et des plans de courbure maximale des courbures PT, MT, TL/L ainsi que de leur orientation par rapport au plan sagittal.

Les radiographies permettent en plus de quantifier les déformations globales et locales du rachis, de porter une attention aux modifications structurelles des différentes structures anatomiques, telles que les vertèbres et les côtes. Les pressions asymétriques engendrées par la scoliose entraînent une cunéiformisation des vertèbres (plateaux vertébraux non parallèles), et une réduction de la taille des pédicules (Figure 1-10 (A)) ainsi qu'une déformation des côtes (Figure 1-10 (B)), entraînant une gibbosité (bosse dans le dos du patient) (Parent *et al.*, 2004; Wever *et al.*, 1999).

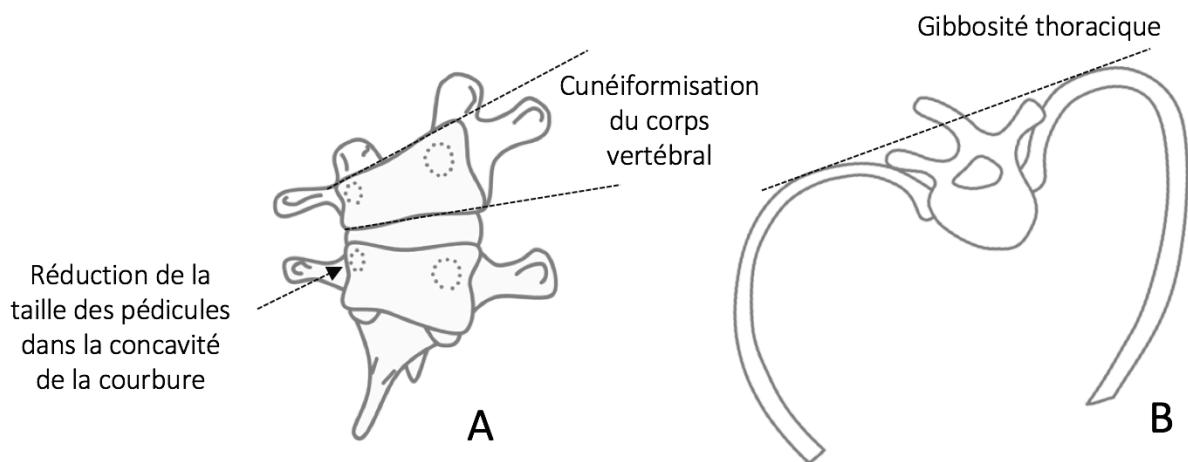


Figure 1-10 : Déformations structurelles vertébrales (A) et costales (B) dues à la scoliose (adaptée de (Cammarata, 2013))

D'autres modalités d'imagerie peuvent être utilisées pour l'évaluation de la scoliose. La tomodensitométrie (CT-scan), bien que peu utilisée à cause des doses irradiantes importantes auquel le patient est soumis, permet une mesure précise de la rotation vertébrale ou l'évaluation de la morphologie de certaines structures osseuses telles que la taille des pédicules (Biswas *et al.*, 2009; Lam *et al.*, 2008). L'imagerie par résonance magnétique (IRM) peut être utilisée dans le cas de risques neuromusculaires présumés, et notamment pour apprécier la morphologie de la moelle épinière (Rajasekaran *et al.*, 2010).

1.2.2 Classification de la scoliose

La classification des courbures scoliotiques est un outil clinique crucial, notamment dans le cas où une intervention chirurgicale est nécessaire, car elle est accompagnée de directives de sélection des niveaux à instrumenter. La classification proposée par Lenke fait aujourd'hui ordre de référence. Elle permet d'obtenir une fiabilité similaire à la classification précédente proposée par King mais propose une évaluation plus détaillée des déformations dans le plan coronal mais aussi sagittal (Niemeyer *et al.*, 2006; Puno *et al.*, 2003; Richards *et al.*, 2003).

La classification de Lenke subdivise les courbures scoliotiques en six catégories distinctes, en utilisant une approche bidimensionnelle (Figure 1-11). Dans un premier temps, la courbure majeure, c'est-à-dire la plus sévère, est identifiée sur la radiographie PA. Ensuite, une courbure est considérée structurelle si elle présente un angle de Cobb supérieur à 25° en inflexion latérale ou une cyphose locale supérieure à 20° (Figure 1-11). À partir de ces informations, la scoliose peut être classée dans un des six types Lenke. Un modificateur lombaire est utilisé pour décrire la translation de l'apex de la courbure lombaire (Figure 1-11). Un modificateur « A » correspond à la CSVL passant entre les pédicules de la vertèbre lombaire apicale, « B » lorsqu'elle traverse le pédicule et « C » lorsqu'elle ne coupe pas la vertèbre apicale. Un modificateur additionnel sagittal est ajouté en fonction de la cyphose thoracique (T5-T12). Un modificateur sagittal « Négatif » correspond à une cyphose thoracique inférieure à 10°, « Neutre » entre 10° et 40° et « positif » lorsqu'elle est supérieure à 40°. À noter que les scolioses de type Lenke 1 (courbure thoracique majeure et structurelle) sont prédominantes. Lenke *et al.* reportent une prévalence de 51% de type Lenke 1 dans une cohorte de 606 cas de SIA (Lenke *et al.*, 2002). Dans les travaux présentés dans la suite de cette thèse, on s'intéressera particulièrement au traitement de ce type de scoliose.

	Type 1 (MT)	Type 2 (thoracique double)	Type 3 (majeure double)	Type 4 (majeure triple)	Type 5 (TL/L)	Type 6 (TL/L-MT)
A						
B						
C						
Critère sagittal structurel	Normal	Cyphose PT	Cyphose TL	Cyphose PT et TL	Normal	Cyphose TL
Modificateur sagittal T5-T12 : - (10°), N (10°-40°) et + (40°)						

Figure 1-11 : Représentation des scolioses en fonction des 6 types de courbures et des 3 modificateurs lombaires (A, B, C) présents dans la classification de Lenke (Lenke 2001)

Bien que cette classification soit largement utilisée, elle repose sur une approche 2D et ne permet pas d'apprécier entièrement la complexité 3D des courbures scoliotiques. Sangole *et al.* ont notamment démontré la présence de deux sous-groupes au sein du type Lenke 1 en utilisant une approche de classification 3D (Sangole *et al.*, 2009). Ces constatations poussent au développement d'une nouvelle classification 3D, afin de rationaliser la pratique chirurgicale avec des directives d'inclusion des niveaux instrumentés mieux adaptées aux courbures pour des résultats cliniques optimaux (Donzelli *et al.*, 2015).

1.3 Correction de la scoliose par instrumentation postérieure

À la suite de l'évaluation de la scoliose, un algorithme décisionnel peut être suivi pour choisir un traitement. Ces directives représentent les grandes lignes en termes de choix de traitement bien qu'elles puissent être adaptées en fonction d'autres facteurs, tels la progression des courbures, la maturité osseuse, l'aspect cosmétique du patient ou encore les douleurs liées à la scoliose (Weinstein *et al.*, 2008).

Dans le cas d'une faible courbure (angle de Cobb inférieur à 20°), un suivi régulier pour surveiller la progression des déformations est conseillé, et un traitement en physiothérapie peut être indiqué. Lorsque l'angle de Cobb atteint 20° à 40°, un traitement par corset est alors préconisé. Le port d'un corset orthopédique a pour but de limiter la progression des courbures et peut même les corriger dans certains cas (Negrini *et al.*, 2015; Weinstein *et al.*, 2013). Lorsque la scoliose devient importante (angle de Cobb supérieur à 40°), une intervention chirurgicale par instrumentation est nécessaire (Asher *et al.*, 2006).

Les principaux objectifs de la chirurgie sont de stopper l'évolution des courbures scoliotiques et de corriger les déformations du rachis afin de restaurer un équilibre normal et stable au patient. Cette intervention vise aussi à éviter les risques de perte de capacité pulmonaire et les douleurs liées à la progression de la scoliose ainsi qu'à améliorer l'apparence des patients (Asher *et al.*, 2006; Weinstein *et al.*, 2008). Près de 10% des scolioses requièrent un traitement et 0.1% nécessitent une intervention chirurgicale (Weiss *et al.*, 2013). On compte entre 15 000 et 20 000 chirurgies d'instrumentation de la scoliose par an en Amérique du Nord (Scoliosis-Research-Society 2005). Elle peut être réalisée par approche postérieure (incision dans le dos du patient), ou antérieure (incision latérale pour accéder à l'avant de la colonne). Bien qu'il existe des avantages et des inconvénients aux deux approches, l'approche postérieure est considérée optimale pour le traitement de cas de SIA thoraciques (Daffner *et al.*, 2010; de Kleuver *et al.*, 2014; Potter *et al.*, 2005; Wang *et al.*, 2008). Dans cette thèse, nous nous intéresserons à la chirurgie par approche postérieure uniquement.

1.3.1 Évolution de l'instrumentation

L'utilisation d'une instrumentation pour la correction chirurgicale de la scoliose a été introduite dans les années 1950 par Paul Harrington (Hasler, 2013). L'instrumentation était composée d'une tige placée du côté concave de la courbure afin d'exercer une force de distraction entre un crochet laminaire proximal et un autre distal afin de réduire la courbure scoliotique (Figure 1-12 (A)). Ce système ne permettait qu'une correction dans le plan coronal, et avait tendance à engendrer la perte des courbures physiologiques dans le plan sagittal (phénomène de dos plat)(Cochran *et al.*, 1983). De plus, en raison de la faible stabilité du montage, une longue immobilisation du patient dans un plâtre après l'opération était nécessaire afin de promouvoir l'arthrodèse du segment instrumenté.

Dans les années 1970, Eduardo Luque a introduit un système multisegmentaire composé de câbles métalliques, passant dans les lames de chaque vertèbre, et de deux tiges (Figure 1-12 (B)) (Hasler, 2013). Les tiges métalliques étaient précintrées de manière à conserver la cyphose thoracique et la lordose lombaire permettant cette fois une correction dans le plan coronal et le plan sagittal. L'approche multisegmentaire résultait en une plus grande stabilité du montage et pouvait dispenser le patient d'un plâtre postopératoire.

Au début des années 1980, Yves Cotrel et Jean Dubousset ont introduit un nouveau système d'instrumentation et une manœuvre de correction visant à corriger les déformations scoliotiques en 3D (manœuvre de rotation de la tige décrite à la section 1.3.2) (Cotrel, Dubousset et Guillaumat, 1988). Le système était composé de deux tiges métalliques, d'un ensemble de crochets fixés sur les pédicules, lames ou apophyses transverses du rachis, et dans certains cas, de vis pédiculaires placées aux niveaux lombaires (Figure 1-12 (C)) (Hasler, 2013). Un placement stratégique des implants permettait de s'adapter au type de courbure scoliotique. Les corrections obtenues dans le plan frontal et sagittal ont été nettement améliorées par ce système, mais les techniques d'imagerie 3D ont démontré que la manœuvre de rotation de la tige n'impliquait pas une réelle correction de la rotation axiale vertébrale, limitant la correction dans le plan transverse (Kadoury *et al.*, 2009).

Dans les années 1990, les vis pédiculaires sont devenues de plus en plus populaires (Suk *et al.*, 2001). Cet engouement pour les vis pédiculaires est dû à l'ancrage qu'elles procurent sur les vertèbres, permettant une réelle manipulation 3D des segments instrumentés (Liljenqvist *et al.*, 2001). La faisabilité et la sécurité de l'insertion des vis pédiculaires dans les vertèbres thoraciques a été une source de débats à cause des modifications anatomiques observées chez les patients

scoliotiques, et notamment des pédicules très amincis dans la concavité des courbures thoraciques (Parent *et al.*, 2004; Suk *et al.*, 2001). Avec l'amélioration des techniques d'insertion, les chirurgiens les ont adoptées, et leur utilisation s'est étendue aux niveaux thoraciques (Larson *et al.*, 2015) (Figure 1-12 (D)). Une tendance à utiliser de plus en plus d'implants a été notée et aujourd'hui des montages comportant un placement d'implants bilatéral segmentaire (deux implants sur chaque vertèbre) sont couramment utilisés (Quan *et al.*, 2010). L'amélioration de l'ancrage et la multiplication des points d'ancrage ont permis le développement de nouvelles techniques de correction visant une réelle correction 3D des déformations scoliotiques (Lee *et al.*, 2004; Shah, 2007; Suk *et al.*, 1995). Les montages à vis pédiculaires ont ainsi démontré leur supériorité en terme de correction et de stabilité comparés aux montages à crochets ou hybrides et font aujourd'hui ordre de référence pour le traitement chirurgical par abord postérieur (de Kleuver *et al.*, 2014; Dobbs *et al.*, 2006; Kim *et al.*, 2004; Kuklo *et al.*, 2007; Lenke *et al.*, 2008).

Il est à noter qu'en parallèle des évolutions de l'instrumentation et des techniques de correction, le développement des techniques d'ostéotomies antérieures et postérieures, ou de traction pré et intraopératoire a permis d'améliorer la correction des courbures scoliotiques (Hasler, 2013).

De nos jours, le port d'un corset n'est pas nécessaire après l'intervention chirurgicale. L'hospitalisation dure généralement une semaine. Le patient peut réaliser les activités de la vie courante après 1 mois et l'activité complète est autorisée entre 3 et 6 mois après la chirurgie (« Scoliosis Research Society - Traitement chirurgical », consulté le 03 mars 2016).

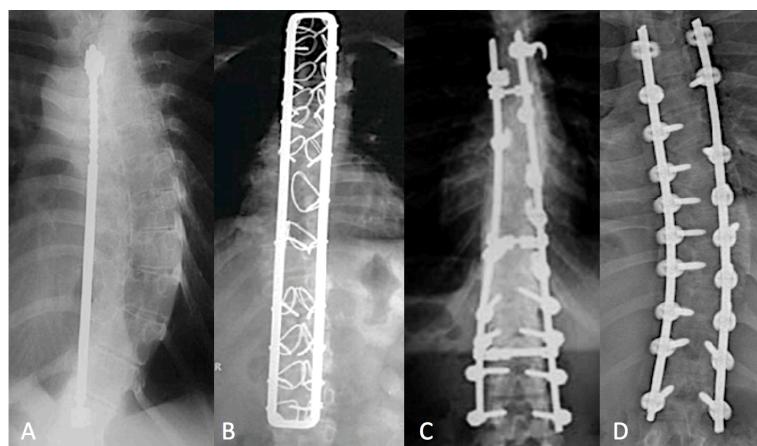


Figure 1-12 : Évolution de l'instrumentation ; (A) tige de Harrington (tirée de <http://rad.washington.edu>, consultée le 18 février 2016), (B) instrumentation de Luque (tirée de (Bhojraj *et al.*, 2010)), (C) montage hybride, (D) montage de vis pédiculaires

1.3.2 Techniques de correction contemporaines

La correction des déformations scoliotiques repose sur le choix et l'exécution d'une séquence de manœuvres de correction permettant de manipuler les vertèbres afin d'atteindre une correction 3D des courbures scoliotiques. Plusieurs études ont comparé l'efficacité de différentes techniques, mais il n'existe aujourd'hui aucun consensus quant à la technique de correction optimale (Hwang *et al.*, 2012; Qiu *et al.*, 2011; Steib *et al.*, 2004; Sun *et al.*, 2013; Uçar, 2014). La variabilité des objectifs de correction spécifique présente parmi les chirurgiens peut être à l'origine de l'utilisation de différentes configurations d'instrumentation et de techniques de correction (Aubin *et al.*, 2007; Majdouline *et al.*, 2007; Robitaille *et al.*, 2007). Bien qu'il n'existe pas de consensus sur le nom et la définition des techniques de correction (Theruvath *et al.*, 2012; Uçar, 2014), nous tenterons d'expliquer les grandes étapes de la chirurgie et les différentes manœuvres de correction contemporaines (illustration des manœuvres pour un cas de scoliose thoracique de type Lenke 1). Notons que certaines de ces étapes sont substituables, ou réalisées en simultané et qu'elles ne sont pas toutes systématiquement exécutées par les chirurgiens.

- Insertion des implants :

Après avoir exposé la colonne vertébrale, les vis pédiculaires sont insérées (Figure 1-13). Plusieurs techniques d'insertion existent, bien que la technique « *free hand* » soit majoritairement utilisée (Hicks *et al.*, 2010; Kim *et al.*, 2004). Cette technique requiert l'exposition des apophyses postérieures puis l'identification d'un point d'entrée selon l'une des trajectoires d'insertion choisie (*Anatomic*, *Straight Forward* ou *Straight Ahead*). Des crochets laminaires, pédiculaires ou transverses sont généralement installés sur le niveau proximal instrumenté. Le choix du nombre de niveaux instrumenté, du type d'implant, et de leur configuration sera discuté dans la section 1.3.4.1.

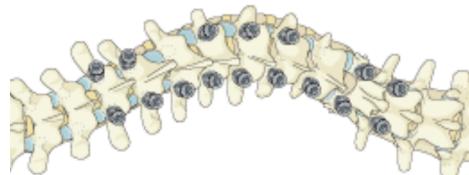
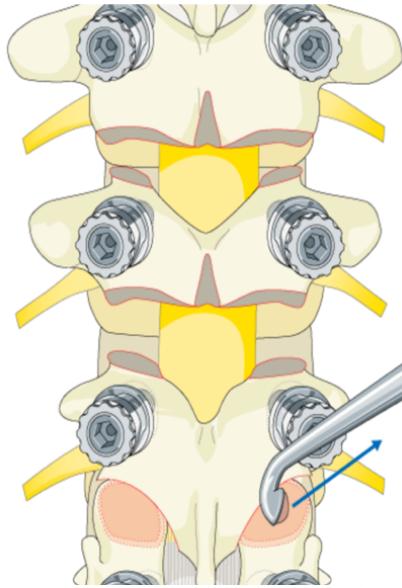


Figure 1-13 : Insertion des vis pédiculaires pour le traitement d'un cas de scoliose thoracique (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Ostéotomies :



Cette procédure consiste en l’ablation entière ou d’une partie des facettes articulaires et des ligaments interpinaux (ostéotomies de Smith-Peterson ou de Ponte) (Figure 1-14) afin d’augmenter la mobilité des segments instrumentés lors de la correction (Diebo *et al.*, 2014). Dans le cas de scoliose sévère et notamment dans le cas d’hypercyphose (cyphose thoracique $>40^\circ$), le chirurgien peut procéder à une résection des pédicules (ostéotomie de soustraction pédiculaire) ou à une résection complète de la vertèbre (résection vertébrale). Le matériel osseux retiré puis récupéré permet également de promouvoir la fusion des vertèbres après instrumentation.

Figure 1-14 : Résection des facettes articulaires (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Cintrage des tiges :

Les tiges sont cintrées par les chirurgiens avant d’être insérées dans le patient (Figure 1-15). La courbure qui leur est donnée est représentative du profil sagittal postopératoire espéré pour le patient (Cidambi *et al.*, 2012). Une pratique couramment utilisée consiste à réaliser un cintrage différentiel, c’est-à-dire d’exagérer la courbure de la tige concave et de donner une courbure moins importante à la tige convexe (Cidambi *et al.*, 2012; Demura *et al.*, 2013; Shah, 2007). Cette différence de courbure vise à tirer postérieurement la partie concave de la courbure et pousser antérieurement sa partie convexe, afin de créer une dérotation des vertèbres dans le plan transverse. Le choix des tiges et du cintrage sera discuté dans la section 1.3.4.4.

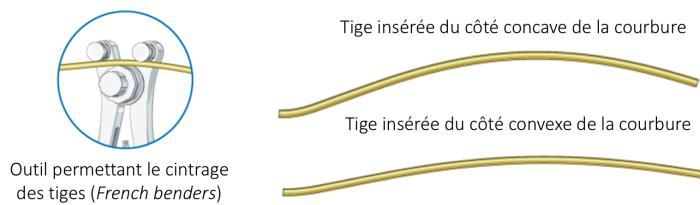


Figure 1-15 : Cintrage des tiges d'instrumentation (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Manœuvre de rotation d'une tige :

Cette manœuvre vise à réduire les courbures dans le plan coronal tout en contrôlant le profil sagittal du patient. Elle a été introduite par les docteurs Cotrel et Dubousset dans les années 80 (Cotrel *et al.*, 1988). La tige concave est cintrée et insérée dans les implants de façon à ce que les courbures de la tige suivent la scoliose du patient (Figure 1-16 (A)). Une rotation de la tige dans le plan transverse est graduellement réalisée, jusqu'à atteindre environ 90° , afin que les courbures de la tige dans le plan coronal se retrouvent dans le plan sagittal du patient (Figure 1-16 (B)). La rotation de la tige permet donc d'entraîner avec elle le rachis et ramène ainsi la courbure présente dans le plan coronal vers le plan sagittal (Figure 1-16 (C)). La manœuvre de rotation peut également être exécutée avec la tige insérée du côté convexe ou les deux tiges simultanément (Ito *et al.*, 2010; Uçar, 2014).

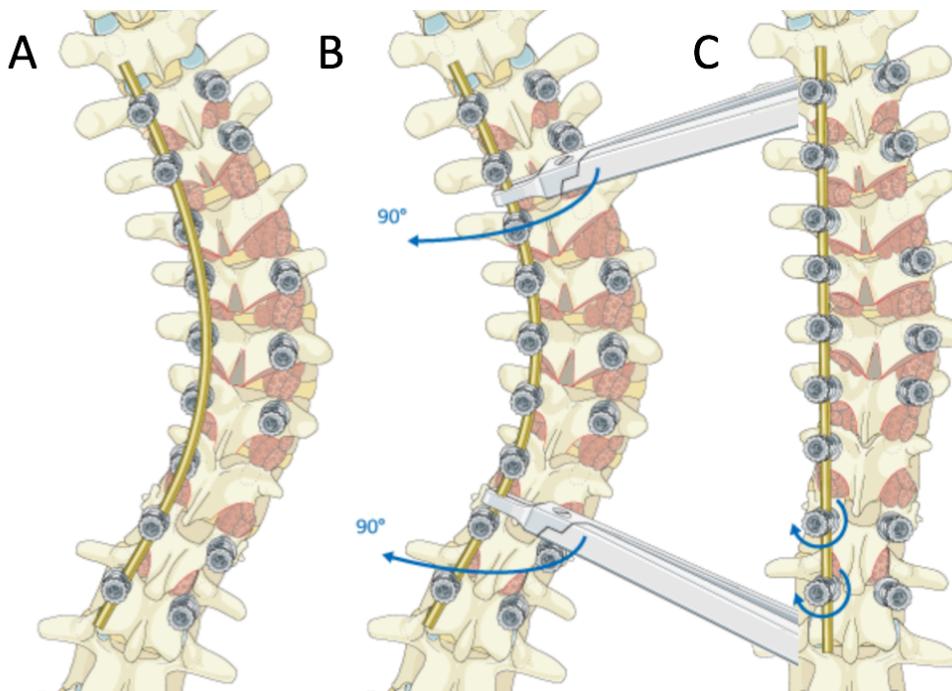
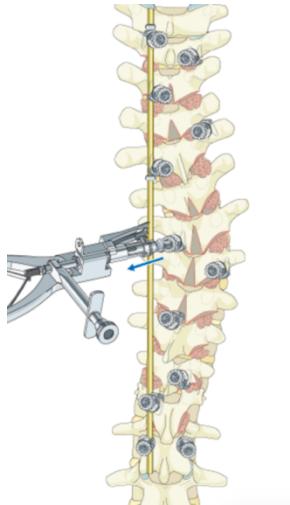


Figure 1-16 : Manœuvre de rotation de la tige concave (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Translation d'une tige :



Contrairement à la manœuvre de rotation de la tige, la manœuvre de translation implique l'insertion de la tige de façon à ce que ses courbures se trouvent directement dans le plan sagittal. La tige est dans un premier temps insérée dans les implants proximaux et distaux (Figure 1-17). Les autres implants sont ensuite graduellement rapprochés de la tige jusqu'à ce que la tige soit entièrement insérée dans tous les implants. Le rapprochement des implants se fait généralement au moyen d'instruments chirurgicaux (réducteur).

Figure 1-17 : Translation de la tige concave. La vis pédiculaire au niveau apical est rapprochée de la tige à l'aide d'un réducteur (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Manœuvre de *cantilever* :

La manœuvre de *cantilever* ou de bras de levier consiste elle aussi à l'insertion d'une ou des tiges pour corriger les courbures scoliotiques et cyphotiques. La tige est insérée dans un premier temps dans les implants proximaux ou distaux (Figure 1-7). Le bras de levier fourni par l'autre extrémité de la tige permet alors de manipuler la colonne et rapprocher la tige des autres implants.

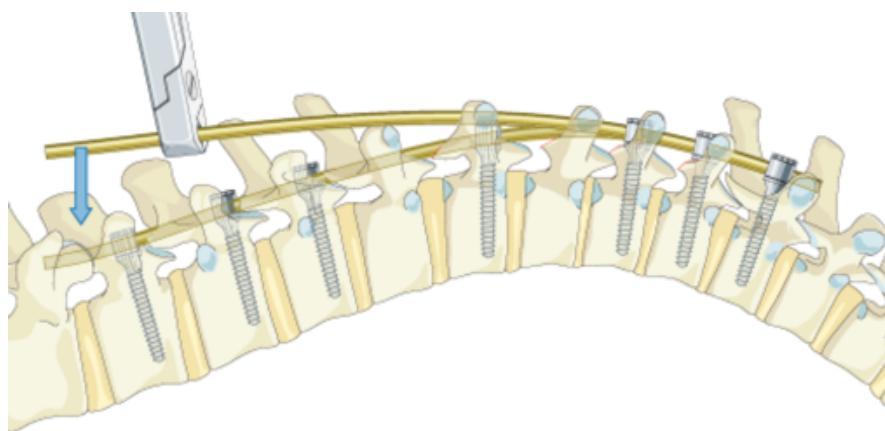


Figure 1-18 : Manœuvre de *cantilever* dans le plan sagittal (tirée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Dérotation vertébrale :

Cette manœuvre vise à corriger la rotation vertébrale dans le plan transverse. On distingue deux approches de dérotation (Hwang *et al.*, 2012; Shah, 2007). L'approche « segmentaire » vise à corriger la rotation intervertébrale entre deux vertèbres adjacentes en appliquant des efforts sur des dérotateurs (tubes métalliques) installés sur les vis pédiculaires agissant comme bras de levier (Figure 1-19 (A)). La correction des déformations dans le plan transverse s'effectue de manière incrémentale le long du segment instrumenté. L'approche dite « en bloc » consiste en l'application d'efforts simultanément sur plusieurs dérotateurs, installés sur les vertèbres apicales et périapicales de la courbure, pour une correction plus globale de la déformation (Figure 1-19 (B)). Ces techniques peuvent être combinées. Les manœuvres de dérotation peuvent être réalisées avant l'insertion des tiges, ou avec une ou deux tiges déjà insérées.

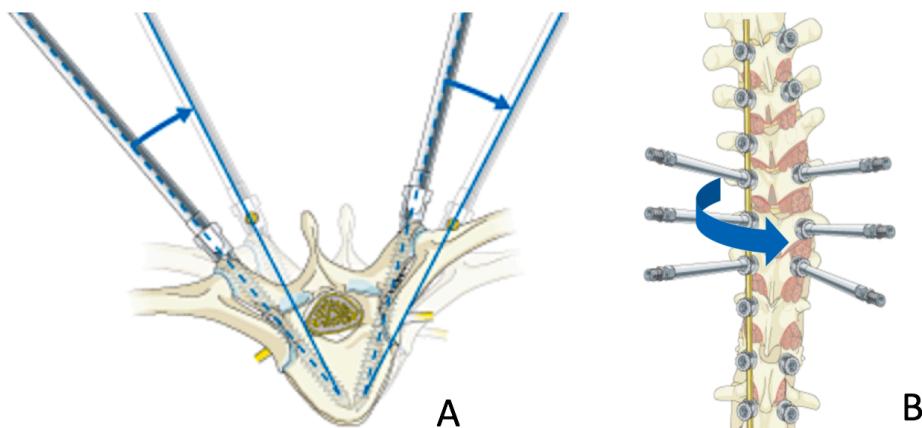


Figure 1-19 : Dérotation vertébrale segmentaire (A) et En bloc (B) (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Alignement coplanaire vertébral :

Cette manœuvre vise à corriger les déformations dans les trois plans simultanément. Elle consiste à installer des extenseurs sur chacune des vis pédiculaires (Figure 1-20(A)) puis à ramener chacune des extrémités des extenseurs dans le plan sagittal du patient et à les connecter ensemble (Figure 1-20(B)) (Vallespir *et al.*, 2008). Une tige précintrée est ensuite placée dans les extenseurs (Figure 1-20(C)) qui agissent comme des guides afin de graduellement descendre la tige le long des extenseurs jusqu'à ce qu'elle soit entièrement insérée dans les implants (Figure 1-20(D)).

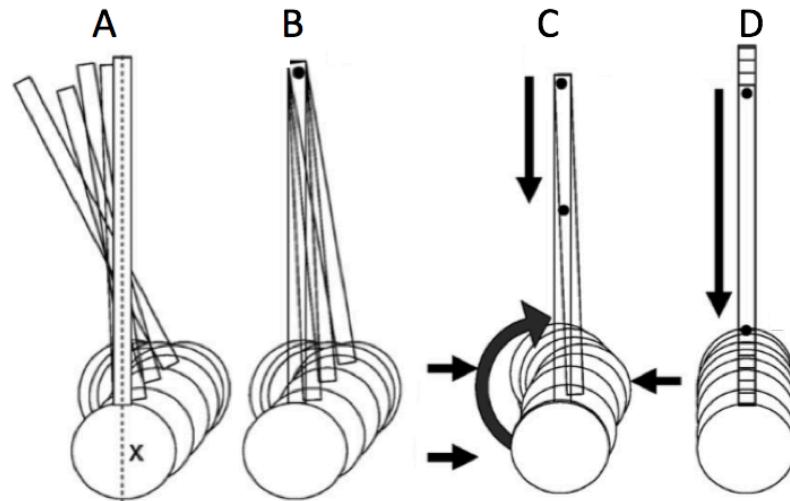
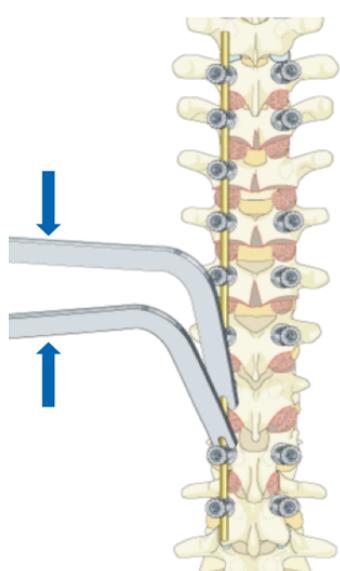


Figure 1-20 : Schéma décomposant la manœuvre d'alignement coplanaire vertébral vue dans le plan transverse (adaptée de (Vallespir *et al.*, 2008))

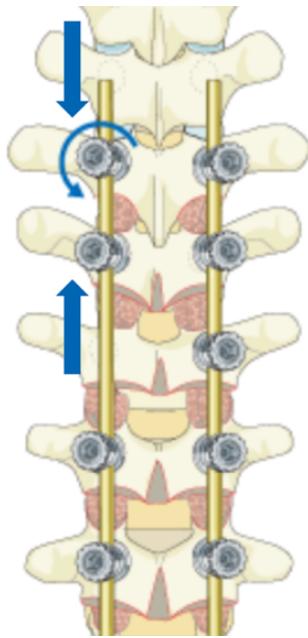
- Cintrage *in situ* d'une tige :



Cette manœuvre est généralement réalisée à la suite d'autres manœuvres chirurgicales pour compenser les déformations intraopératoires des tiges provoquées par ces manœuvres. La manœuvre de cintrage *in situ* consiste à déformer localement la ou les tiges, à l'aide de fers à cintrer, alors qu'elles sont déjà insérées dans les implants (Figure 1-21). Elle peut être réalisée, dans le plan coronal ou sagittal, de manière séquentielle jusqu'à ce que la colonne vertébrale, guidée par la tige, atteigne la forme escomptée (Steib *et al.*, 2004).

Figure 1-21 : Cintrage *in situ* d'une tige dans le plan coronal (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

- Compression/distraction :



Ces manœuvres sont réalisées une fois les tiges insérées dans les implants afin d'obtenir une correction supplémentaire ou d'avoir un contrôle sur l'angulation des vertèbres proximales et distales dans le plan coronal et d'assurer une transition harmonieuse entre les niveaux instrumentés et non instrumentés. Une distraction est réalisée sur les implants du côté concave de la courbure afin d'étirer la concavité. Une pince est placée entre deux implants adjacents afin de les éloigner l'un par rapport à l'autre. Les implants sont ensuite serrés sur la tige pour conserver leurs positions respectives. Du côté convexe, une manœuvre de compression est réalisée en rapprochant les implants à l'aide d'une pince comprimant deux implants adjacents afin de réduire la convexité de la courbure.

Figure 1-22 : Compression de l'implant proximal concave (adaptée de <https://www2.aofoundation.org>, consulté le 18 février 2016)

1.3.3 Choix du segment instrumenté

Une longue instrumentation offre un plus grand nombre de points d'ancrage sur le rachis et permet plus de contrôle afin de manipuler les courbures scoliotiques, mais réduit cependant la mobilité du patient (Suk *et al.*, 2005). Au contraire, une fusion trop courte, bien que préservant la mobilité de plusieurs niveaux vertébraux, ne permet pas forcément une correction adéquate des courbures ce qui peut contribuer à une posture postopératoire déséquilibrée et dans certains cas, à une progression des courbures non instrumentées après la chirurgie (phénomène dit de *Adding-on*) (Cho *et al.*, 2012).

Dans le cas de la classification de Lenke présentée à la section 1.2.2, les directives d'inclusion des courbures dans l'arthrodèse se basent sur leur sévérité dans le plan coronal (majeure/mineure) et leur caractère structurel. Seule l'instrumentation des courbures majeures et mineures structurelles est recommandée (Lenke, 2005). On parle dans ce cas de fusion sélective. Pour une courbure de type Lenke 1C (Figure 1-11), courbe majeure thoracique structurelle avec une déviation importante, mais non structurelle de la courbure lombaire, il est recommandé de n'instrumenter

que la courbure majeure. Une correction spontanée de la courbure lombaire non structurelle est attendue lors de la correction de la courbure thoracique. Le choix d'une fusion sélective dans les cas Lenke 1C n'est pourtant pas systématique parmi des chirurgiens. Lenke *et al.* recensent 38% de montages en contradiction avec les recommandations d'instrumentation (Lenke *et al.*, 2002). Cela démontre les difficultés de standardisation du traitement à partir d'une classification. Le choix des courbures à instrumenter dépend principalement de l'appréciation de chaque chirurgien des risques de complications postopératoires (Lenke *et al.*, 2002).

Plusieurs études se sont spécifiquement intéressées à la sélection des vertèbres supérieures et inférieures à instrumenter afin d'éviter la progression des déformations suite à l'opération (Cho *et al.*, 2012; Suk *et al.*, 2003; Wang *et al.*, 2011). L'inclusion des deux vertèbres limites de la courbure (vertèbres les plus inclinées dans le plan coronal) dans l'arthrodèse est recommandée (Min *et al.*, 2012). Suk *et al.* préconisent d'étendre l'instrumentation de la scoliose thoracique jusqu'aux vertèbres supérieures et inférieures dont la rotation dans le plan transverse est nulle (vertèbres neutres)(Suk *et al.*, 2003; Suk *et al.*, 2005). D'autres études ont montré qu'étendre l'instrumentation jusqu'à la vertèbre stable, qui est la dernière vertèbre intersectée par la ligne sacrée centrale dans le plan coronal, permet de diminuer les risques de phénomène de *Adding-on* (Parisini *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2011).

La variabilité de la sélection des niveaux instrumentés est importante parmi les chirurgiens (Aubin *et al.*, 2007; Robitaille *et al.*, 2007). Robitaille *et al.* rapportent une variation de la sélection de la vertèbre supérieure et de la vertèbre inférieure à instrumenter parmi 32 chirurgiens expérimentés de 6 niveaux vertébraux chacune (Robitaille *et al.*, 2007). Malgré les directives provenant de la classification des courbures scoliotiques, et les nombreuses propositions de sélection du niveau supérieur et inférieur à instrumenter, il n'existe pas, à ce jour, de standard quant à la sélection de l'étendue de l'arthrodèse sur le rachis.

1.3.4 Configuration d'instrumentation

Une fois les niveaux à instrumenter sélectionnés, le chirurgien choisit une configuration d'instrumentation afin de réaliser les techniques de correction précédemment présentées (section 1.3.2). La configuration d'instrumentation comprend le type d'implants, leur nombre et la façon dont ils sont distribués sur le segment instrumenté, ainsi que le type de tige (diamètre, matériau) et leur cintrage avant d'être insérées.

1.3.4.1 Types d'implants

Les vis pédiculaires sont devenues aujourd’hui la référence pour le traitement de la SIA (de Kleuver *et al.*, 2014; Lenke *et al.*, 2008) (Figure 1-23). Elles offrent un meilleur ancrage sur la vertèbre que les crochets, permettant une manipulation 3D des segments instrumentés (Liljenqvist *et al.*, 2001). Il a été démontré qu’elles améliorent la correction les déformations dans les plans coronal et transverse (Asghar *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2004; Luhmann *et al.*, 2012). L’utilisation de montages à vis pédiculaires implique une réduction du nombre de vertèbres instrumentées, un plus faible taux de révision chirurgicale, une augmentation de la capacité pulmonaire, et une diminution de perte de correction après la chirurgie (Hwang *et al.*, 2013; Kim *et al.*, 2004; Luhmann *et al.*, 2012).

L’utilisation de crochets est cependant recommandée sur la vertèbre proximale (Helgeson *et al.*, 2010) (Figure 1-23). Les crochets, contrairement aux vis, ne nécessitent pas forcément la résection des ligaments interépineux et des facettes articulaires. La préservation de l’articulation vertébrale adjacente à l’instrumentation est indiquée afin d’éviter les risques de cyphose jonctionnelle postopératoire (développement d’une hypercyphose des vertèbres proximales adjacentes à l’instrumentation) (Cammarata *et al.*, 2014). Les crochets présentent également une alternative aux vis lorsque les pédicules sont trop fins pour y placer une vis pédiculaire (de Kleuver *et al.*, 2014).

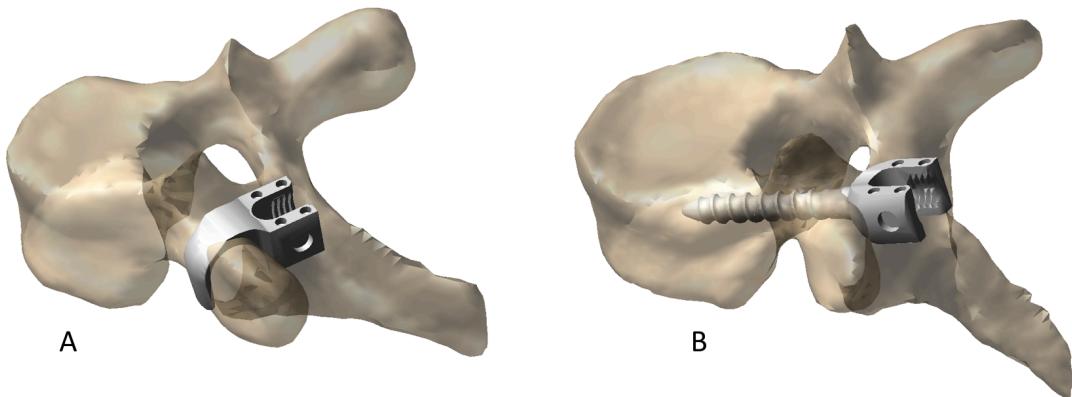


Figure 1-23 : Placement d’un crochet transverse (A) et d’une vis pédiculaire (B)

Plusieurs types de vis pédiculaires sont disponibles pour l’instrumentation de la scoliose. Chaque type de vis a une cinématique différente entre le corps (partie taraudée) et la tête de vis (partie où s’insère la tige). Les vis monoaxiales ont une tête solidaire du corps de la vis (Figure 1-24 (A)). Les vis uniaxiales permettent une rotation de la tête dans le plan sagittal (Figure 1-24 (B)), alors

que les vis multiaxiales consistent en une liaison sphérique de la tête par rapport au corps (Figure 1-24 (C)). D'autres implants permettant encore plus de mobilité sont également utilisés (Wang *et al.*, 2014; Wang *et al.*, 2012). Des études numériques ont démontré que plus la tête de vis a un degré de mobilité élevé par rapport au corps, moins l'insertion des tiges d'instrumentation requiert d'efforts, réduisant par conséquent les forces résultantes à l'interface implant-vertèbre (Wang *et al.*, 2014; Wang *et al.*, 2012). Différentes études cliniques ont mis en évidence que les différents types de vis permettent une correction similaire dans le plan frontal et sagittal bien que les vis monoaxiales et uniaxiales améliorent la correction axiale lors de l'exécution des manœuvres de dérotation vertébrale (Dalal *et al.*, 2011; Kuklo *et al.*, 2005; Lonner *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2014). Le choix du type d'implant a donc un impact sur la capacité de correction 3D des courbures et sur les contraintes présentes dans le montage d'instrumentation.

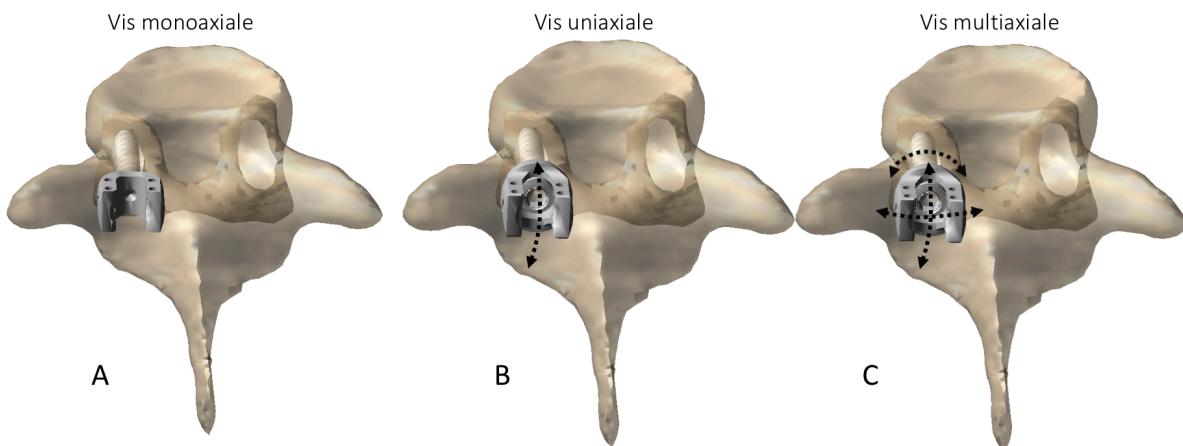


Figure 1-24 : Vis monoaxiale : 0 degré de liberté (ddl) entre la tête et le corps de vis (A), vis uniaxiale: 1 ddl dans le plan sagittal (B), et vis multiaxiale : 3 ddl (C)

L'ancrage biomécanique des vis pédiculaires dépend de nombreux facteurs tels que leur taille, le filetage, la technique d'insertion, mais aussi la morphologie et la qualité osseuse des vertèbres (Shea *et al.*, 2014). Les études sur segments cadavériques rapportent une résistance à l'arrachement des vis au niveau thoracique entre 532 N et 808 N dans l'axe de la vis (Christodoulou *et al.*, 2015; Liljenqvist *et al.*, 2001). Dans la direction médio-latérale, une force de 400 N peut induire une fracture du pédicule (R.-J. Bianco *et al.*, 2015). Parent *et al.* se sont intéressés à la résistance à la rupture des vis pédiculaires lors des manœuvres de dérotation vertébrale et concluent qu'un effort de 40 N à l'extrémité d'un dérotateur de 30 cm peut conduire au bris du pédicule (couple de 1.2

N.m équivalent) (*Parent et al.*, 2008). Le délogement des vis durant la chirurgie est cependant assez rare (*Hicks et al.*, 2010). Hicks et al. ont réalisé une revue de la littérature afin d'évaluer les risques de complications associés avec les vis pédiculaires et rapportent un désengagement de 38 vis sur 6972 vis insérées, soit une incidence de 0.54%. Les auteurs rapportent que le délogement d'implants se produit généralement à l'apex de la courbure.

1.3.4.2 Densité d'implants

Le terme « densité d'implants » fait référence au nombre d'implants compris dans le montage. Elle est définie comme le rapport entre le nombre total d'implants et le nombre de niveaux instrumentés. Elle s'échelonne entre 0 et 2 (une densité de 2 signifie que tous les pédicules des segments compris dans l'arthrodèse sont instrumentés). Depuis l'adoption des vis pédiculaires par les chirurgiens, la densité d'implants utilisée pour le traitement de la scoliose n'a cessé d'augmenter (*Larson et al.*, 2013; *Quan et al.*, 2010). Des montages totalement instrumentés comprenant deux implants par vertèbres (placement bilatéral segmentaire) sont de nos jours couramment utilisés. Cela s'explique par le fait que les chirurgiens sont devenus plus habiles avec les techniques d'insertion des vis pédiculaires et que l'augmentation des points d'ancre offre plus de possibilités pour exécuter des manœuvres de correction et manipuler la colonne vertébrale (*Larson et al.*, 2015; *Steinmetz et al.*, 2008; *Yu et al.*, 2012). Un récent consensus de chirurgiens préconise d'utiliser moins de 1.6 implant par vertèbre pour le traitement de cas Lenke 1 avec une courbure modérée (angle de Cobb entre 40 et 70°) (de Kleuver *et al.*, 2014). Cependant, une autre étude a montré que parmi 13 chirurgiens expérimentés, 12 préconiseraient plus de 1.60 implant par vertèbres pour le traitement de cas de scolioses similaires, avec une utilisation moyenne de 1.81 implant par vertèbre (entre 1.38 et 2) (*Aubin et al.*, 2012). Cette évolution dans la manière d'instrumenter s'est faite sans qu'aucune étude ne justifie l'utilisation de montages bilatéraux segmentaires pour le traitement de la scoliose (*Larson et al.*, 2015; *Larson et al.*, 2013).

Pourtant, des considérations de sécurité et économiques existent quant à l'augmentation du nombre d'implants. L'augmentation du nombre de vis pédiculaires n'est en effet pas sans risque. L'étroitesse des pédicules et l'inconstance de leur forme font du placement des vis un acte chirurgical délicat (*O'Brien et al.*, 2000; *Sud et al.*, 2013). O'Brien et al. rapportent une largeur des pédicules des vertèbres thoraciques entre 4.0 et 8.2 mm (*O'Brien et al.*, 2000). En enfriagnant la partie latérale du pédicule, les vis peuvent endommager des structures anatomiques telles que

l'aorte, les artères coronaires, et la trachée (Kakkos *et al.*, 2008). De même, enfreindre la partie médiale du pédicule peut conduire à des dommages neurologiques (Diab *et al.*, 2007). Toutefois, un empiétement inférieur à 6mm de la paroi latérale du pédicule et à 2mm de celle médiale est jugé sécuritaire (Belmont *et al.*, 2001; Polly *et al.*, 2004; Sarlak *et al.*, 2009). Une méta-analyse de la littérature rapporte une incidence de malposition de vis pédiculaires de près de 5 % en pédiatrie, contre 9 % dans une population adulte (Kosmopoulos *et al.*, 2007; Ledonio *et al.*, 2011). Le recours à un retour en chirurgie dans le cas de malposition d'implants affecte de 1 à 4 % des patients (Hicks *et al.*, 2010). Diab *et al.* ont rapporté des complications neurologiques pour 9 cas sur 1301 lors de l'instrumentation de SIA, soit une incidence de 0.7% (Diab *et al.*, 2007).

La navigation 3D peut être utilisée pour le guidage de l'insertion des implants. L'incidence de malposition lors d'insertion naviguée par tomodensitométrie est réduite à 3 % (Larson *et al.*, 2012). En contrepartie, l'utilisation de ces technologies de navigation pour l'insertion de chaque vis augmente considérablement le temps de l'opération et la dose de radiation reçue par le patient (Ul Haque *et al.*, 2006).

L'insertion d'un plus grand nombre de vis implique un temps d'opération plus long (chaque vis prenant près de 15 minutes pour être insérée)(Lonner *et al.*, 2009), ainsi que plus de perte de sang du patient ce qui augmente le risque de complications tel que des infections (Carreon *et al.*, 2007; Kemppainen *et al.*, 2016).

Enfin, l'aspect économique doit être considéré. Les vis pédiculaires sont plus onéreuses que les crochets précédemment utilisés, augmentant considérablement le coût de la chirurgie dont l'instrumentation compte pour près de 30 % des dépenses (Kamerlink *et al.*, 2010). Yang *et al.* évaluent le prix moyen d'un crochet à \$780 USD, contre \$967 USD par vis monoaxiale et \$1045 USD par vis multiaxiale (Yang *et al.*, 2011). Morr *et al.* rapportent un coût lié à l'instrumentation de \$19,500 USD pour les patients opérés avec un montage bilatéral segmentaire contre \$13,300 USD lorsque tous les niveaux du côté concave sont instrumentés et seulement un niveau sur deux du côté convexe (Morr *et al.*, 2015). Larson *et al.* évaluent une économie de \$11 millions à \$20 millions USD annuel du système de santé (4 à 7% du coût total d'hospitalisation) pour un passage d'une utilisation moyenne de 1.80 à 1.48 implant par vertèbre (environ trois vis en moins par patient)(Larson *et al.*, 2015).

La réduction de la densité d'implants aurait donc de nombreux avantages, tant que les montages permettent de corriger adéquatement la scoliose, de supporter les efforts lors de la chirurgie et d'être assez rigides pour promouvoir la fusion du segment instrumenté. C'est dans cette optique que le groupe de recherche MIMO (Minimize Implant Maximize Outcome), avec lequel nous collaborons, a été formé en 2011. Un de ses mandats est de réaliser un essai randomisé contrôlé multicentrique (type d'essai clinique le plus puissant pour détecter une différence statistique de résultat d'un traitement) dans l'intention de déterminer la densité d'implants optimale pour le traitement de la SIA ([MIMO – Clinical trials](#)). Plusieurs études (Tableau 1-1) se sont intéressées à l'impact de la densité sur la correction 3D des courbures scoliotiques et la qualité de vie des patients. D'autres études ont évalué l'impact de la densité d'implants sur les efforts supportés par l'instrumentation pendant la chirurgie et sur la stabilité postopératoire. Les résultats des différentes études sont présentés ci-dessous.

Tableau 1-1 : Synthèse des études évaluant l'effet de la densité d'implants sur la correction 3D des courbures scoliotiques et sur la qualité de vie des patients

Étude	Type d'étude	Type de courbe Lenke	Type d'implants	Densité d'implants	Effet de l'augmentation de la densité d'implants sur :			
					le plan coronal	le plan sagittal	le plan transverse	la qualité de vie des patients
Clements	2009	Rétrospective	1 à 6	crochets, vis pédiculaires, câbles	1.22 [0.12 à 2] (dans la courbure majeure)	Association avec la correction de l'angle de Cobb ($p<0.01$, $r=0.31$)	Association avec diminution de la cyphose ($p<0.01$, $r=0.13$)	
Li	2009	Essai randomisé contrôlé	1	vis pédiculaires	unilatéral vs alterné	Pas de différence (Angle de Cobb)	Pas de différence (cyphose)	
Sanders	2011	Rétrospective	1	crochets, vis pédiculaires, câbles	Inconnue	Amélioration de la correction de l'angle de Cobb par rapport à la réductibilité des courbures		
Yang	2011	Rétrospective	1	vis pédiculaires	Inconnue	cout de la chirurgie vs correction de l'angle de Cobb ($p<0.01$, $r=0.33$)	Pas d'effet sur la cyphose ($p>0.05$)	Pas d'effet sur la gibbosité ($p>0.05$)
Wang	2011	Numérique	1 à 4	vis pédiculaires	1.58 vs 1.84	Pas de différence (Angle de Cobb)	Pas de différence (cyphose)	Pas de différence (AVR)
Tsirikos	2012	Rétrospective	1 à 6	vis pédiculaires	unilatéral vs bilatérale	Meilleure correction de la courbure PT (55% vs 71%, $p=0.02$)	Pas de différence (cyphose)	
Bharucha	2013	Rétrospective	1	vis pédiculaires	1.1 vs 1.6	Pas de différence (Angle de Cobb)	Pas de différence (cyphose)	Pas de différence (gibbosité)
Gotfryd	2013	Essai randomisé contrôlé	1	vis pédiculaires	1.2 vs 1.6	Pas de différence (Angle de Cobb)	Pas de différence (cyphose)	Meilleur correction de la gibbosité (57.1% vs 73.3%)
Larson (MIMO)	2014	Rétrospective	1 / 2 / 5	crochets, vis pédiculaires, câbles	[0.54 à 1.54] vs [1.54 à 2]	Meilleure correction pour les Lenke 1 (66% vs 69%) et Lenke 2 (63% vs 68%). Pas de différence pour Lenke 5	Diminution de la cyphose pour Lenke 1 et 2	Meilleur SRS Score pour Lenke 1 (4.2 vs 4.3)
Rushton	2015	Rétrospective	1/2	vis pédiculaires	1.18 [0.6 à 2]	Pas d'effet sur la correction de l'angle de Cobb ($p>0.05$)	Pas d'effet sur la cyphose ($p>0.05$)	
Kemppainen	2015	Rétrospective	1 à 4	vis pédiculaires	1.28 vs 1.68	Pas de différence (Angle de Cobb)	Pas de différence (cyphose)	
Morr	2015	Rétrospective	1	vis pédiculaires	Inconnue vs 2	Pas de différence (Angle de Cobb)	Pas de différence (cyphose)	Pas de différence (gibbosité)
Ketenci	2016	Rétrospective	1	vis pédiculaires	1.14 vs 2	Meilleure correction (39° vs 45°, $p=0.04$)	Pas de différence (cyphose)	Meilleure correction de la AVR (4° vs 12°, $p<0.01$)
								Pas de différence (SRS-22)

Densité d'implants : Impact sur la correction dans le plan coronal

Trois études ont associé l'utilisation d'un plus grand nombre d'implants avec une augmentation de la correction de l'angle de Cobb (Clements *et al.*, 2009; Sanders *et al.*, 2011; Yang *et al.*, 2011). En plus de reporter des corrélations faibles ($r=0.31$ à $r=0.33$), l'interprétation de leurs résultats est difficile, car le type d'implants utilisés (vis pédiculaires, crochets ou câbles) n'était pas différencié. Les montages à vis pédiculaires comptant généralement plus d'implants que les montages à crochets, il est difficile de dissocier l'effet du type et du nombre d'implants dans leurs résultats. Les études de Quan *et al.* et Rushton *et al.* qui évaluent seulement des montages à vis pédiculaires, n'ont quant à elles trouvé aucune corrélation (Quan *et al.*, 2010; Rushton *et al.*, 2015).

Trois études ont comparé des montages à haute et faible densité d'implants (Bharucha *et al.*, 2013; Gotfryd *et al.*, 2013; Larson *et al.*, 2014). Le seuil que les auteurs ont considéré pour différencier un montage à densité d'implants faible d'un à densité élevée était légèrement différent (de 1.3 à 1.54 implants par vertèbre). L'étude de Larson *et al.* qui ne différenciait pas le type d'implant, est la seule reportant une amélioration de la correction de l'angle de Cobb avec les montages à haute densité d'implants (69% contre 66%) pour les scolioses de type Lenke 1 (Larson *et al.*, 2014). Les auteurs remettent cependant en cause l'impact clinique d'une différence de 3% sur la correction de l'angle de Cobb.

Trois autres études ont comparé la correction d'angle de Cobb entre des montages bilatéraux segmentaires et des montages où certains niveaux n'étaient pas instrumentés (Kemppainen *et al.*, 2016; Morr *et al.*, 2015; Tsirikos *et al.*, 2012). Aucune de ces études n'a rapporté de différence de correction concluant que l'utilisation de montages totalement instrumentés n'est pas justifiée.

À la lumière de ces études, il ne semble pas que la densité d'implants ait un effet cliniquement significatif sur la correction des courbures dans le plan coronal. Cependant, une méta-analyse de la littérature réalisée par Larson *et al.* en 2013 démontre que les études évaluant l'effet de la densité d'implants sur la correction de l'angle de Cobb manquent de puissance statistique, justifiant la nécessité de réaliser un essai clinique randomisé contrôlé (Larson *et al.*, 2013).

Densité d'implants : Impact sur le plan sagittal

Plusieurs études ont évalué l'impact de la densité d'implants sur la cyphose thoracique. Les études qui ne différenciaient pas les crochets et vis pédiculaires rapportent une perte de cyphose en utilisant un plus grand nombre d'implants (Clements *et al.*, 2009; Larson *et al.*, 2014; Sanders *et*

al., 2011). Plusieurs auteurs ont suggéré que l'effet hypocyphosant des vis pédiculaires par rapport aux crochets est principalement dû à l'hypocyphose qui est initialement présente dans la courbure tridimensionnelle scoliotique (Larson *et al.*, 2015; Newton *et al.*, 2015). La détorsion du rachis dans le plan transverse (correction de la rotation axiale de chaque vertèbre), permise par l'exécution de manœuvres de dérotation au moyen des vis pédiculaires, révélerait l'hypocyphose du patient dans le plan sagittal. De plus, les études évaluant l'effet spécifique de la densité de vis pédiculaires rapportent soit une amélioration soit aucune différence de restauration de la cyphose thoracique avec des montages à densité d'implants élevée (Bharucha *et al.*, 2013; Gotfryd *et al.*, 2013; Morris *et al.*, 2015; Rushton *et al.*, 2015).

La littérature ne permet donc pas de conclure si la densité d'implants a un effet sur la cyphose thoracique résultante de l'opération.

Densité d'implants : Impact sur la correction du plan transverse

Trois études se sont intéressées à la correction dans le plan transverse. Kemppainen *et al.* ne rapportent aucune différence de correction de la rotation vertébrale entre des montages à densité de 1.1 et 1.5 implant par vertèbre (Kemppainen *et al.*, 2016). Ketenci *et al.* ont également comparé la capacité de montages bilatéraux segmentaires (deux implants par vertèbre) et à placement alterné d'implants (moyenne de 1.14 implant par vertèbre) à corriger la rotation vertébrale apicale. Ils trouvent une amélioration de la correction d'en moyenne 8° avec les montages bilatéraux segmentaires (Ketenci *et al.*, 2015). Cette étude a cependant une limite, car les auteurs ne rapportent pas si des manœuvres de dérotation ont été pratiquées ce qui rend difficile l'interprétation d'une telle différence. Enfin, Gotfryd *et al.* ont comparé la correction de la gibbosité entre des montages à faibles et hautes densités de vis pédiculaires (comptant en moyenne 1.2 et 1.6 implant par vertèbre respectivement) et reportent une meilleure correction (57% versus 73%) en utilisant plus d'implants (Gotfryd *et al.*, 2013). L'impact de la densité d'implants sur la correction du plan transverse est donc également nuancé et semble dépendre de la technique de correction utilisée.

Densité d'implants : Impact sur la qualité de vie des patients

La qualité de vie des patients est évaluée à partir de questionnaires normalisés (Carreon *et al.*, 2010; Chen *et al.*, 2013). Le premier questionnaire proposé par la *Scoliosis Research Society* (SRS), le SRS-24, évaluait la qualité de vie des patients à partir de 24 questions relatives à sept domaines (douleur, image de soi pré et postopératoire, fonction générale pré et postopératoire, activité,

satisfaction par rapport à la chirurgie). Il a ensuite été révisé et renommé SRS-22 comptant cette fois cinq domaines (douleur, image de soi, fonction générale, satisfaction par rapport à la chirurgie, et santé mentale). Le SRS-30 est quant à lui une version évoluée du SRS-22 en ajoutant huit questions relatives à la perception du patient de sa douleur, de son apparence et de ses activités après la chirurgie. Six études ont comparé les résultats des questionnaires SRS-22, 24 et 30 après instrumentation avec montages à densité d'implants faible ou élevée (Bharucha *et al.*, 2013; Gotfryd *et al.*, 2013; Ketenci *et al.*, 2015; Larson *et al.*, 2014; Morr *et al.*, 2015; Tsirikos et Subramanian, 2012). Seule l'étude de Larson *et al.*, qui ne différencie pas le type d'implants, rapporte une amélioration statistiquement significative, mais relativement faible du score SRS-22 avec des montages à haute densité (4.3 vs. 4.2) (Larson *et al.*, 2014). La densité d'implants ne semble donc pas avoir d'impact sur la qualité de vie des patients qui est le but ultime de l'intervention chirurgicale.

Densité d'implants : Impact sur les efforts appliqués sur l'instrumentation

Il est généralement pensé qu'insérer plus d'implants permet de répartir les efforts dans le montage et de diminuer les forces appliquées sur chaque implant, limitant les risques de délogement d'implants pendant la chirurgie (Lamerain *et al.*, 2014; Suk *et al.*, 1995). Deux études numériques ont analysé l'impact de la densité d'implants sur les efforts appliqués aux implants durant la chirurgie (le détail de la modélisation utilisée dans ces études sera présenté à la section 1.4.2). Wang *et al.* ont simulé deux scénarios chirurgicaux avec une densité d'implants faible et une autre élevée pour huit cas de scoliose (en moyenne 1.08 contre 1.68 implant par vertèbre respectivement) (Wang *et al.*, 2011). Dans six cas sur huit, les forces appliquées aux implants étaient plus importantes avec une densité élevée d'implants. Salmingo *et al.* ont estimé les efforts appliqués sur les implants en simulant les déformations intraopératoires des tiges à partir de la mesure de leur forme pré et postopératoire (Salmingo *et al.*, 2013). Ils ont par la suite comparé les efforts que supporteraient différentes configurations d'implants. Ils n'ont reporté aucune corrélation entre l'augmentation du nombre d'implants et les efforts supportés par les implants. Ces deux études mettent en évidence qu'augmenter le nombre d'implants n'implique pas forcément une meilleure répartition des efforts lors de la chirurgie et que la répartition des forces dans le montage dépend certainement d'autres facteurs, dont la façon dont les implants sont distribués dans le montage. Ces deux études concluent qu'utiliser des implants à tous les niveaux ne garantit pas une chirurgie plus sécuritaire.

Il est à noter qu'aucune étude comparant les résultats chirurgicaux obtenus avec des montages à densité faible ou élevée d'implants ne fait mention de complications particulières, tel que le délogement d'implants pendant la chirurgie.

Densité d'implants : Impact sur la stabilité de l'instrumentation

Un autre aspect à considérer est que la densité d'implants doit permettre d'obtenir un montage rigide et stable afin de promouvoir l'arthrodèse du segment instrumenté (Johnston *et al.*, 1995). Une étude sur segments cadavériques évaluant la stabilité de six distributions d'implants a mis en évidence qu'augmenter le nombre de vis pédiculaires augmente la rigidité du montage de manière incrémentale (Deviren *et al.*, 2005). La rigidité de la configuration minimale composée seulement de deux vis à chaque extrémité du montage est toutefois jugée adéquate par les auteurs lorsqu'aucune ostéotomie n'est réalisée. Il est à noter qu'une alternative à l'augmentation de points d'ancre pour accroître la rigidité du montage est l'ajout de connecteurs transverses entre les deux tiges (Kuklo *et al.*, 2008).

Kemppainen *et al.* ont comparé la capacité de montages à faibles et hautes densités d'implants à maintenir la correction deux ans après la chirurgie et n'ont reporté aucune évolution de l'angle de Cobb, assurant une correction stable de la scoliose (Kemppainen *et al.*, 2016). Min *et al.* ont suivi pendant 10 ans des patients de type Lenke 1 et 2 opérés avec une densité de vis pédiculaires comptant en moyenne un implant par vertèbre. Ils rapportent une progression moyenne de 5° de l'angle de Cobb thoracique majeur dans les 10 ans après la chirurgie, concluant qu'une vis par vertèbre est suffisante pour une correction adéquate et stable de la scoliose thoracique (Min *et al.*, 2012).

1.3.4.3 Distribution des implants sur le segment instrumenté

Le concept de densité ne reflète pas, à lui seul, la complexité biomécanique de la configuration d'implants. En effet, une même densité peut faire référence à de nombreuses distributions d'implants sur le segment instrumenté, et il est possible que leur disposition ait un impact sur la correction 3D et les efforts appliqués sur l'instrumentation. Certaines études, lors de la comparaison des résultats chirurgicaux entre des montages bilatéraux segmentaires (Figure 1-25 (g)) et des montages à plus faible densité d'implants, ont décrit plusieurs configurations d'implants alternatives. Les configurations proposées consistent en :

- une instrumentation bilatérale sur les deux niveaux proximaux et les deux niveaux distaux instrumentés avec une vis sur la convexité de la vertèbre apicale et une vis sur la concavité de chaque vertèbre périapicale (Figure 1-25 (a)) (Gotfryd *et al.*, 2013; Min *et al.*, 2012; Samartzis *et al.*, 2010)
- une instrumentation de tous les niveaux du côté concave et seulement des deux niveaux proximaux et des deux niveaux distaux du côté convexe (Figure 1-25 (b)) (Tsirikos *et al.*, 2012)
- un montage où seuls les deux niveaux proximaux et distaux ainsi que le niveau apical et les deux niveaux périapicaux adjacents sont instrumentés (Figure 1-25 (c)) (Bharucha *et al.*, 2012)
- un montage où tous les niveaux du côté concave sont instrumentés et seulement les deux vertèbres proximales, les deux distales, et la vertèbre apicale et les deux périapicales dans la convexité de la courbure(Figure 1-25 (d)) (Bharucha *et al.*, 2012)
- une instrumentation complète du côté concave et alternée du côté convexe (Figure 1-25 (e)) (Gotfryd *et al.*, 2013; Hwang *et al.*, 2011; Li *et al.*, 2009)
- une instrumentation alternée entre le côté concave et convexe (Figure 1-25 (f))(Gotfryd *et al.*, 2013; Kemppainen *et al.*, 2016; M. Li *et al.*, 2009).

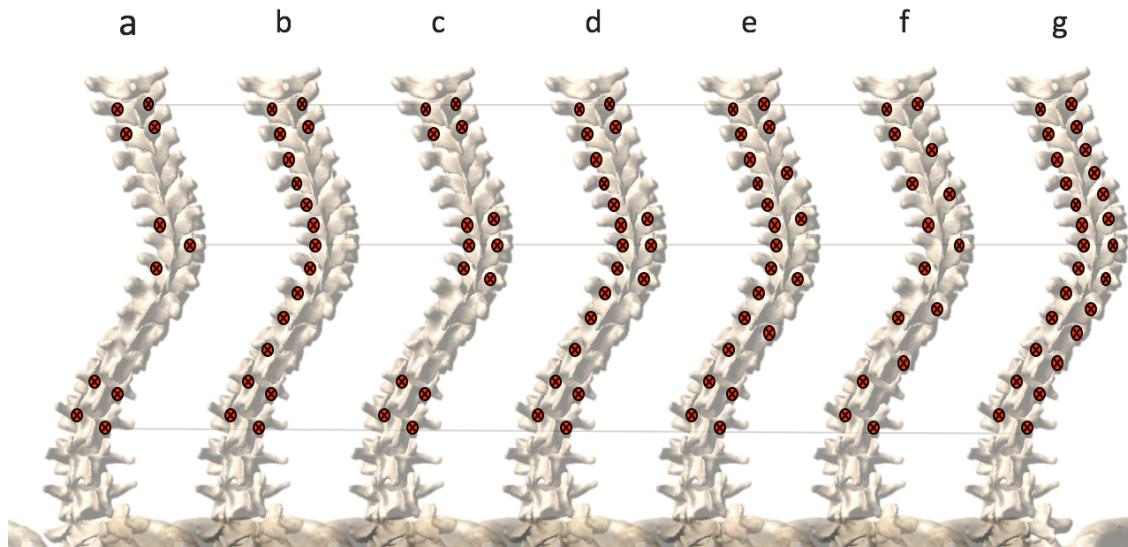


Figure 1-25 : Différentes configurations d'implants proposées pour le traitement de la scoliose thoracique

Aucune de ces études ne rapporte pour autant d'arguments justifiant le choix d'une configuration plutôt qu'une autre, ainsi que les techniques de correction réalisées avec ces configurations. Bien que l'effet de la densité ait été largement étudié, les études n'ont pas évalué l'impact de la distribution d'implants sur les résultats de la chirurgie ou sur la répartition des efforts dans le montage.

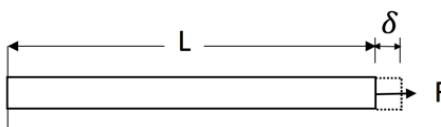
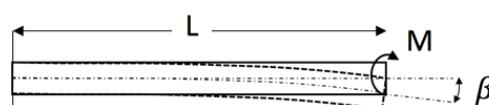
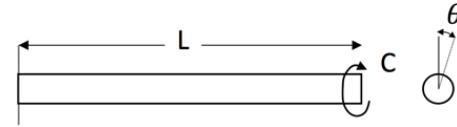
Pour conclure, la configuration optimale d'implants correspond à la disposition sur le rachis d'un nombre minimal d'implants, permettant un contrôle suffisant sur la colonne vertébrale pour en corriger les courbures pathologiques, une répartition des efforts lors de la chirurgie afin d'éviter les risques de délogement d'implants, ainsi qu'une rigidité du montage adéquate pour promouvoir la fusion osseuse du segment instrumenté. L'efficacité d'une configuration d'implants n'est toutefois pas dissociable d'autres paramètres d'instrumentation et notamment des tiges d'instrumentations.

1.3.4.4 Tiges d'instrumentation

Les tiges d'instrumentation servent à guider la colonne vertébrale lors de la correction de la scoliose. En les manipulant et en rapprochant les implants vers les tiges, les chirurgiens s'en servent pour transmettre des forces de correction au rachis. Les efforts imposés aux tiges pendant la chirurgie sont suffisamment importants pour les déformer (Cidambi *et al.*, 2012; Salmingo *et al.*, 2013). Plus les tiges sont rigides, moins elles sont susceptibles de se déformer, ce qui permet donc de guider autant que possible la colonne vertébrale. Cependant, plus elles sont rigides, plus il est difficile d'accommoder la tige aux implants, ce qui peut générer d'importantes forces et conduire au délogement des implants (Serhan *et al.*, 2013; Suk *et al.*, 2001).

Pour l'instrumentation postérieure du rachis, des tiges de section cylindrique de diamètre 4.5 mm, 4.75 mm, 5.5 mm, ou 6.35 mm sont utilisées. Les matériaux standards sont l'acier inoxydable (*Stainless Steel (SS)*) le *Titane (Ti)*, ou le *Cobalt-Chrome (CoCr)*. Chaque tige possède des propriétés mécaniques différentes en fonction de leur diamètre, de leur longueur, du matériau, mais également du procédé de fabrication utilisé (Noshchenko *et al.*, 2011). Les relations entre charges et déplacements pour différents types de sollicitations pures sont présentées au Tableau 1-2.

Tableau 1-2 : Relations entre charges et déplacements pour plusieurs types de sollicitations pures

Sollicitation	Relation charge - déplacement
Tension/Compression 	$\delta = \frac{FL}{AE}$ avec $A = \frac{\pi D^2}{4}$ E : Module Young A : Section cylindrique D : Diamètre
Flexion pure 	$\beta = \frac{ML^2}{2EI}$ avec $I = \frac{\pi D^4}{64}$ I : Moment quadratique
Torsion pure 	$\theta = \frac{CL}{GK} \delta$ avec $K = \frac{\pi D^4}{32}$ K : Moment quadratique axial G : Module de Coulomb

La raideur des tiges est proportionnelle au rayon de leur section à la puissance quatre pour une sollicitation en flexion pure qui survient lors de la correction de l'angle de Cobb et de la restauration du profil sagittal du patient. De Kleuver *et al.* rapportent un consensus sur le fait que l'utilisation de tiges ayant un diamètre supérieur ou égal à 5.5 mm est optimale pour la correction de la SIA (de Kleuver *et al.*, 2014). Plusieurs études ont démontré qu'utiliser des tiges de diamètre 6.35 mm permet une meilleure correction de l'angle de Cobb dans le plan coronal et une meilleure restauration de la cyphose thoracique que des tiges de 5.5 mm (Abul-Kasim *et al.*, 2011; Fletcher *et al.*, 2012; Liu *et al.*, 2015).

La raideur des tiges dépend également de la rigidité du matériau qui est caractérisée par le module Young (Tableau 1-2). Le module Young (E) (Figure 1-26) des tiges en CoCr (240 GPa) est supérieur à celui des tiges en SS (200 GPa) et des tiges en Ti (115 GPa) (Monazzam *et al.*, 2013) (Figure 1-26). Un autre paramètre important caractérisant un matériau est sa limite d'élasticité, qui

correspond à la contrainte limite pour laquelle le matériau se déforme de manière irréversible. Selon les normes ASTM F-799, F-138 et F-136, la limite d'élasticité du CoCr est minimalement de 827 MPa, de 690 MPa pour le SS et de 795 MPa pour le Ti (Figure 1-26). Il est à noter qu'il existe des procédés métallurgiques permettant d'augmenter la limite d'élasticité des matériaux. Des tiges en *ultra-high strength SS* sont utilisées pour le traitement de la scoliose, pour lesquels la limite d'élasticité atteint jusqu'à 1380 MPa (Monazzam *et al.*, 2013). Dans le cas où la limite d'élasticité est dépassée, la rigidité du matériau décroît et une partie de la déformation est permanente. Il a été démontré à partir d'essais expérimentaux et de simulations numériques que cette limite est parfois franchie durant la chirurgie (Abe *et al.*, 2015; Salmingo *et al.*, 2012; Serhan *et al.*, 2013). Si la tige était retirée du montage, elle récupérerait toutefois une partie sa forme initiale due à l'énergie potentielle élastique emmagasinée; on parle de phénomène de retour élastique.

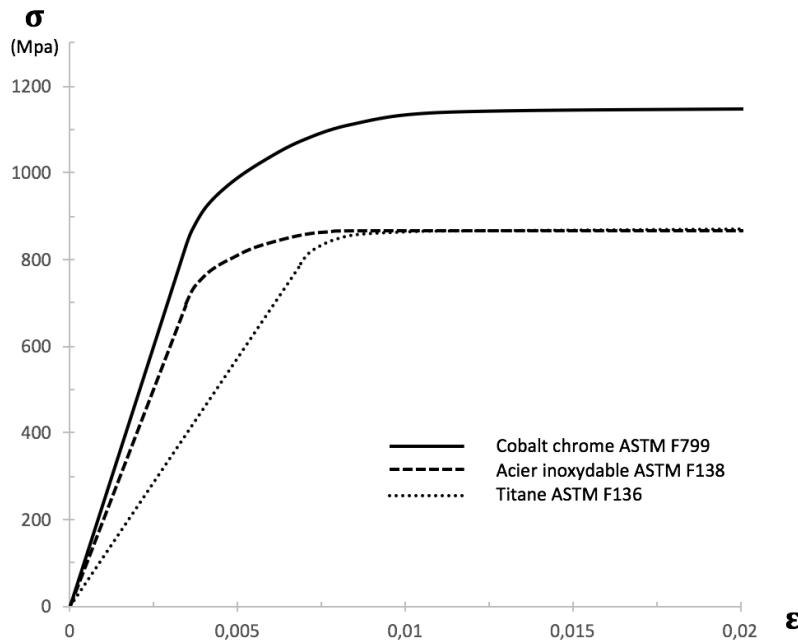


Figure 1-26 : Courbes contrainte/déformation estimées à partir des requis des normes ASTM pour le cobalt chrome, l'acier inoxydable et le titane.

La capacité de correction des différentes tiges a été comparée à partir de la mesure des forces générées à l'apex de la courbure lors de l'insertion de tiges dans une colonne vertébrale synthétique (Serhan *et al.*, 2013). Les auteurs reportent que les tiges en CoCr permettent de générer en moyenne des forces 10% plus importantes que les tiges en SS et 42% plus importantes que les tiges en Ti pour un même diamètre. Ces résultats expérimentaux sont en accord avec les observations cliniques

de Lamerain *et al.* qui reportent une correction statistiquement plus importante de l'angle de Cobb avec les tiges en CoCr qu'en SS (Lamerain *et al.*, 2014).

La capacité des différentes tiges à conserver leur forme après avoir été insérées a été comparée (Serhan *et al.*, 2013). Les tiges dont la courbure initiale est de 20° (angle entre les tangentes aux extrémités de la tige - Figure 1-27) étaient chargées de façon à ce qu'elles redeviennent droites (courbure de 0°) et ne retrouvaient 90% de leur courbure initiale après avoir été déchargées dans le cas du Ti, 62% dans le cas du SS, et 54% dans le cas du CoCr. Il existe donc une déformation élastique résiduelle dans les tiges lorsqu'elles sont implantées dans le patient.

Pendant les premiers mois après la chirurgie, l'instrumentation a pour but de soutenir la colonne vertébrale afin de promouvoir la fusion osseuse des segments instrumentés. Durant cette période, le patient retrouve une activité courante et réalise des mouvements fonctionnels pouvant engendrer des efforts sur l'instrumentation. Il n'est cependant pas clair si les déformations élastiques résiduelles présentes dans les tiges ou les charges fonctionnelles postopératoires peuvent être source de changements additionnels de la forme des tiges après la chirurgie. Deux études ont comparé la capacité de différents matériaux à maintenir la correction des courbures entre une semaine et deux ans après la chirurgie. Lamerain *et al.* trouvent une perte de correction de l'angle de Cobb plus importante avec les tiges en SS plutôt qu'en CoCr (augmentation de 2.62° contre 0.86°) (Lamerain *et al.*, 2014). Cui *et al.* ont identifié une perte de la correction de la AVR statistiquement plus importante pour les tiges en Ti que celles en SS (augmentation de 2.93° contre 2.29°) (Cui *et al.*, 2012). Bien que les auteurs de ces deux études préconisent l'utilisation d'un matériau plutôt qu'un autre, la pertinence clinique de si faibles différences peut-être remise en question (Gardner, 2013). Aucune étude n'a pourtant analysé si les tiges se déforment dans les années suivant la chirurgie et si cela a une implication avec les pertes de correction postopératoire.

La capacité de différents types de tiges à corriger et maintenir les corrections est un facteur essentiel lors de la sélection de l'instrumentation. Il n'est pas clair si le choix des tiges impacte la stabilité postopératoire des montages et la perte de correction 3D après la chirurgie. Il est à noter que le choix du matériau des tiges peut-être également influencé par le fait que les tiges en Ti et en CoCr ne génèrent que très peu d'artéfacts lors d'examen par IRM contrairement aux tiges en SS (Scuderi *et al.*, 1993).

1.3.4.5 Cintrage des tiges d'instrumentation

Le cintrage des tiges est réalisé par le chirurgien en salle d'opération avant leur insertion dans le patient. Le cintrage consiste à courber une tige droite dans un plan, dont la courbure est représentative du profil sagittal postopératoire espéré pour le patient afin que sa forme guide la colonne vertébrale. Deux paramètres sont utilisés pour décrire la forme d'une tige: la courbure, mesurée par l'angle entre les deux tangentes aux extrémités et la défexion maximale (Figure 1-27).

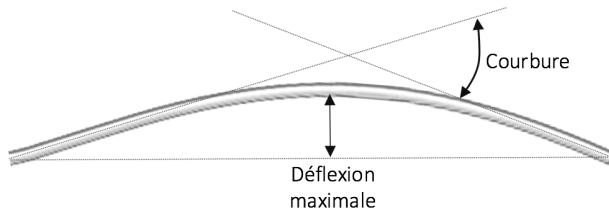


Figure 1-27 : Paramètres géométriques définissant le cintrage des tiges

La technique de « cintrage différentiel » est couramment réalisée, et consiste en une exagération de la courbure de la tige placée sur le côté concave par rapport à la courbure de la tige placée du côté convexe (Cidambi *et al.*, 2012; Demura *et al.*, 2013; Shah, 2007). Le cintrage différentiel a pour effet souhaité de tirer le côté concave de la courbure postérieurement alors que l'insertion de la deuxième tige pousse la partie convexe de la courbure antérieurement. Cela vise à créer une dérotation des vertèbres dans le plan transverse afin d'en corriger la rotation (Figure 1-28).

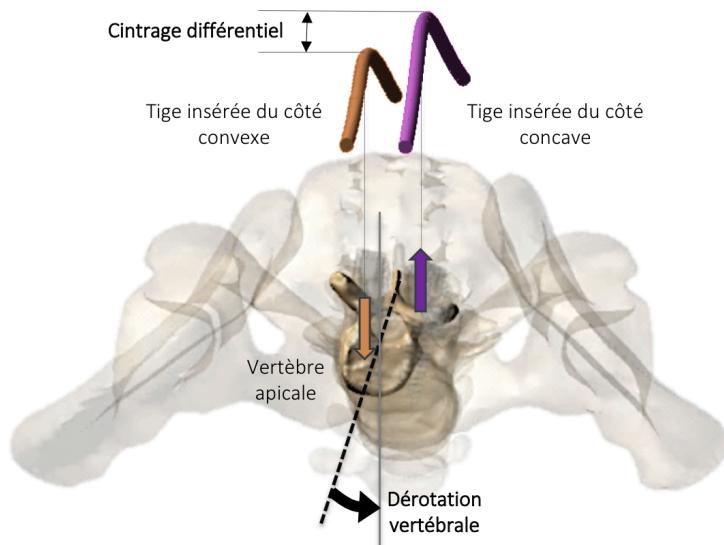


Figure 1-28 : Schéma conceptuel du cintrage différentiel visant la dérotation vertébrale dans le plan transverse

Les tiges supportent d'importantes forces de correction lors de la chirurgie qui peuvent changer la forme qui avait été initialement donnée par le chirurgien. Cidambi *et al.* ont évalué à 20° la diminution de courbure des tiges (5.5 mm / SS) insérées du côté concave et à 2° l'augmentation de celles du côté convexe (Cidambi *et al.*, 2012). Salmingo *et al.* reportent quant à eux une diminution de 15.8° pour les tiges (6 mm / Ti) du côté concave et de 1.6° pour celles insérées du côté convexe (Salmingo *et al.*, 2014). Ces deux études évaluent la forme postopératoire des tiges dans le plan sagittal du patient. Bien que des efforts 3D sont appliqués pendant la chirurgie, les déformations 3D des tiges n'ont pas été évaluées.

En réalisant un cintrage différentiel, les chirurgiens cherchent à courber les tiges de manière à ce qu'à la fin de la chirurgie, une fois qu'elles se sont déformées, les tiges aient la même courbure dans le plan sagittal (Liu *et al.*, 2012). Le fait que les tiges se superposent dans le plan sagittal est représentatif de la correction de la rotation vertébrale dans le plan transverse. Bien que les chirurgiens anticipent l'aplatissement de la tige insérée du côté concave, les déformations peuvent être difficiles à prédire. Les efforts auxquels les tiges sont soumises pendant la chirurgie peuvent dépendre des déformations scoliotiques, de la flexibilité des courbures, des ostéotomies réalisées, mais aussi des techniques de correction utilisées et du type de tige. Tous ces paramètres rendent difficile la prédiction des déformations intraopératoires des tiges d'instrumentation et par conséquent le cintrage à réaliser.

Il existe une importante variabilité du cintrage réalisé parmi les chirurgiens (Pawelek *et al.*, 2007). Pawelek *et al.* ont comparé le cintrage réalisé par 10 chirurgiens expérimentés pour un même cas de scoliose thoracique. Ils reportent une variation de courbure de 26° pour la tige concave et 23° pour celle convexe, laissant présager un résultat chirurgical différent lors de l'instrumentation avec ces différentes tiges. Bien qu'un ajustement de la courbure des tiges peut-être réalisé pendant l'opération en réalisant une manœuvre de cintrage *in situ*, plusieurs études ne recommandent pas cette pratique, car un cintrage répété des tiges a pour conséquence la réduction de la durée de vie en fatigue des tiges et augmente le risque de rupture postopératoire (Lindsey *et al.*, 2006; Slivka *et al.*, 2013). Monazzam *et al.* ont analysé une importante base de données multicentrique afin de déterminer les facteurs impactant la restauration du profil sagittal pour des patients ayant une hypocyprose (cyphose thoracique T5-T12 < 20°) (Monazzam *et al.*, 2013). Ils reportent que le seul facteur déterminant était le chirurgien, ce qui souligne l'importance de la technique de correction et en particulier du cintrage.

L'effet du cintrage sur la correction 3D des courbures scoliotiques est cependant peu connu. Aucune étude n'a évalué l'impact de la courbure des tiges d'instrumentation sur la cyphose thoracique résultante après l'opération. Seki et al. ont estimé la correction de la rotation vertébrale dû au cintrage différentiel à 6.8° en moyenne à partir de reconstruction CT-scan avant et après l'insertion des deux tiges (Seki *et al.*, 2015). Les auteurs ne reportent pas le cintrage effectué et ils n'ont pas évalué comment l'amplitude du cintrage différentielle entre les deux tiges impacte la correction de la rotation vertébrale.

1.4 Études biomécaniques de l'instrumentation rachidienne

1.4.1 Techniques de reconstruction 3D

La reconstruction 3D du rachis permet non seulement d'apprécier les déformations scoliotiques en 3D, mais aussi de créer des modèles numériques pour l'analyse biomécanique de différents traitements, dont l'instrumentation chirurgicale. Plusieurs modalités d'imagerie peuvent être utilisées pour la reconstruction de la colonne vertébrale. Bien que les systèmes CT-scan et IRM permettent une excellente résolution afin de visualiser les structures anatomiques en 3D, ils imposent que le patient soit couché pendant l'acquisition, ce qui modifie les courbures scoliotiques (Driscoll *et al.*, 2012). De plus, l'évaluation postopératoire du rachis peut-être compromise en raison de la présence d'implants métalliques malgré le développement de méthodes de correction d'artéfacts (Stradiotti *et al.*, 2009). Le CT-scan a également l'inconvénient de soumettre le patient à une dose importante de radiations (Biswas *et al.*, 2009). Les techniques de reconstruction 3D, utilisant des techniques de stéréographie à partir des mêmes radiographies que celles effectuées lors d'examen clinique, sont aujourd'hui couramment utilisées. Deux technologies se distinguent :

La première repose sur la prise de deux radiographies standard (PA ou AP et LAT) l'une à la suite de l'autre. Pour cette technique, les paramètres de la « scène » radiographique ne sont habituellement pas connus, c'est-à-dire que ni la distance du patient par rapport à la source radiographique, ni l'incidence exacte du cliché par rapport au patient n'est connue pour chacune des acquisitions. Cheriet *et al.* proposent une méthode de reconstruction par autocalibrage afin d'estimer les paramètres de la scène radiographique (Cheriet *et al.*, 2007). Des marqueurs correspondant à certaines structures sont identifiés sur chacune des deux radiographies (par exemple, six sur chaque vertèbre et 14 sur le bassin). Un algorithme fait varier de façon itérative 10 paramètres géométriques relatifs à la position et l'orientation par rapport aux sources radiographiques afin de minimiser les distances entre la position des marqueurs identifiée par l'opérateur et la reprojecion de leur reconstruction 3D (Cheriet *et al.*, 2007). Lors de l'acquisition, il est demandé au patient de porter un objet de calibration composé de marqueurs radio-opaques de dimension connue, ce qui aide au calibrage des images (Kadoury *et al.*, 2007). Cette méthode repose sur l'identification sur les radiographies de repères par un opérateur, ce qui peut introduire des erreurs de reconstruction. En considérant une déviation standard de l'erreur d'identification d'un marqueur de 1 mm sur une radiographie, cette technique induit une erreur de reconstruction

de 1.8 mm (Kadoury *et al.*, 2007). Cette méthode permet donc d'obtenir la position 3D de structures anatomiques clefs sur chaque vertèbre. Afin d'obtenir un modèle géométrique 3D de chaque vertèbre, une méthode de krigeage peut être utilisée (Delorme *et al.*, 2003). Cette méthode d'interpolation spatiale permet de déformer un modèle géométrique de référence (obtenu à partir de reconstructions vertébrales par CT-scan) de façon à ce qu'il coïncide le mieux possible avec les points 3D identifiés.

La deuxième technique de reconstruction stéréographique repose sur l'utilisation du système EOS (EOS Imaging, Paris, France) qui est un système de radiographie numérique basse dose. La dose est réduite d'un facteur six à neuf par rapport à des radiographies conventionnelles (Deschênes *et al.*, 2010). Le système radiographique se présente sous la forme d'une cabine dans laquelle, deux vues orthogonales, de face et de profil, de la tête aux pieds, sont réalisées simultanément. Les deux images étant créées orthogonalement en même temps, ce système n'implique pas d'erreurs liées au changement de position du patient entre les acquisitions latérales et frontales. Cependant, l'acquisition étant effectuée par balayage de la source radiographique de haut en bas, ce système est sensible aux mouvements du patient pendant le temps de l'acquisition. La reconstruction 3D est réalisée à partir des images coronales et latérales précalibrées (Humbert *et al.*, 2009). L'opérateur repère le plateau sacré et les têtes fémorales puis décrit sommairement la forme de la colonne vertébrale de T1 à L5 sur chacune des radiographies à l'aide d'une courbe. Un premier modèle paramétrique de la colonne vertébrale est estimé par le logiciel. L'opérateur peut ensuite déplacer des marqueurs sur chacune des vertèbres pour ajuster le modèle. Chaque correction faite par l'opérateur permet un réajustement du modèle de prédiction de la forme de la colonne vertébrale. Finalement un modèle 3D est généré à partir du krigeage de modèles vertébraux de référence (Le Bras *et al.*, 2002). L'exactitude de reconstruction de la forme des vertèbres est estimée à 1.3 mm en moyenne, lorsque comparée à une reconstruction 3D réalisée à partir d'un CT-scan qui est aujourd'hui considéré comme la référence. La précision de reconstruction des vertèbres est estimée à 1.5 mm pour leur position et entre 1.9° et 3.5° pour leur orientation (Humbert *et al.*, 2009).

1.4.2 Simulation chirurgicale de l'instrumentation du rachis

L'exploitation des modèles numériques permet d'étudier des aspects biomécaniques importants en lien avec l'instrumentation chirurgicale qu'il est très difficile, voire impossible, d'étudier *in vivo* (contraintes dans les vertèbres et les disques intervertébraux, forces appliquées sur les implants). Cela permet notamment de tester et comparer plusieurs stratégies de traitement alternatives (sur un même patient) ce qui n'est pas envisageable avec des approches expérimentales *in vitro*. Deux approches principales ont été utilisées pour modéliser le comportement du rachis scoliotique et de l'instrumentation chirurgicale : l'approche par éléments finis et l'approche multicorps. Pour chaque approche de modélisation, la vérification et la validation du modèle sont deux éléments essentiels pour s'assurer de la viabilité des résultats obtenus et de pouvoir en tirer des conclusions (Anderson *et al.*, 2007; Henninger *et al.*, 2010).

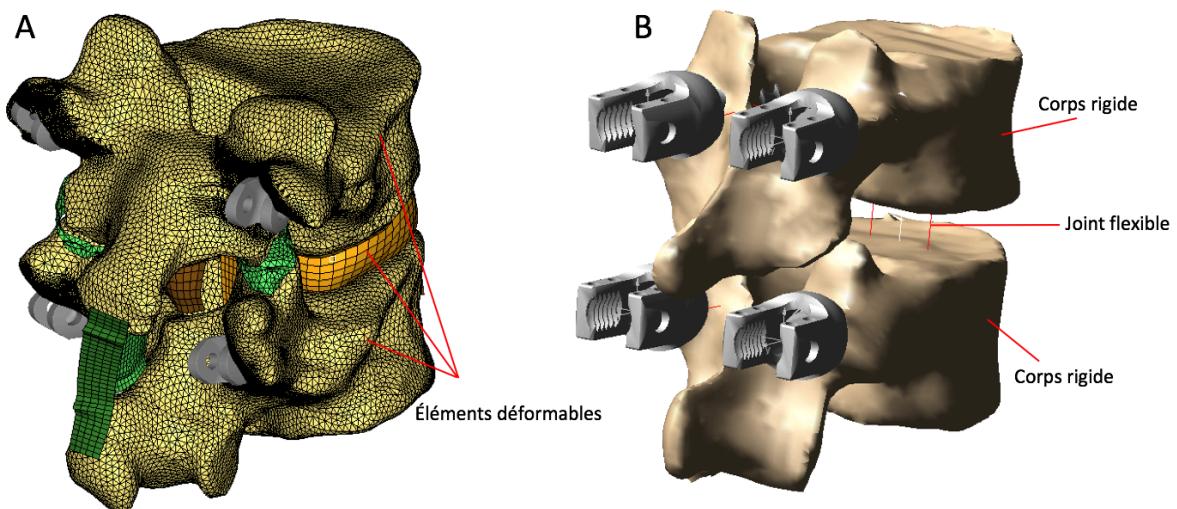


Figure 1-29 : Exemples de modélisation d'une unité fonctionnelle par éléments finis (A) et par approche multicorps (B)

1.4.2.1 Modèles éléments finis

La mécanique des milieux continus permet l'étude des déformations et des contraintes internes à un corps solide lorsqu'il est soumis à un effort. Cependant, dans le cas de géométries complexes

ou de propriétés mécaniques non linéaires des matériaux, ce qui est le cas du rachis, la formulation du problème à l'aide des équations constitutives de la mécanique peut devenir très complexe. La méthode des éléments finis permet de décomposer le problème global en un nombre fini de sous problèmes simples ce qui permet d'obtenir une solution approchée de la solution réelle. Elle consiste à discréteriser une géométrie complexe (filaire, surfacique ou volumique) en une quantité finie d'éléments simples. Le comportement mécanique de chaque élément est défini par un système d'équations. Les propriétés appropriées peuvent être attribuées à chaque élément selon ce qu'il représente (os cortical, os trabéculaire, disque intervertébral, ligaments, implants). Cette méthode de résolution est avant tout une méthode d'interpolation. Le système d'équations global est résolu à l'aide de méthodes mathématiques itératives sur ordinateur. Une fois le problème résolu, il est possible d'avoir accès aux déformations et aux contraintes internes à chaque élément. Plusieurs auteurs ont utilisé cette technique de modélisation afin d'étudier l'instrumentation postérieure du rachis.

Stokes *et al.* ont développé un modèle du rachis et de la cage thoracique pour simuler la chirurgie d'instrumentation de Harrington sur six cas de SIA (Stokes *et al.*, 1993). La géométrie 3D préopératoire des patients était obtenue à partir d'une reconstruction stéréographique et les propriétés des liaisons intervertébrales à partir d'essais expérimentaux issues de la littérature (Panjabi *et al.*, 1976). Les résultats de la simulation étaient en adéquation avec les résultats chirurgicaux dans le plan coronal, mais il existait une différence importante dans le plan sagittal. Les auteurs ont remis en question la validité d'utiliser une caractérisation *in vitro* des propriétés mécaniques intervertébrales pour représenter le comportement *in vivo* de la colonne vertébrale, mais reconnaissaient qu'il existe d'autres limites dans leur modélisation et leur méthodologie.

Gardner-Morse *et al.* ont développé un modèle de rachis thoracique paramétrique afin de simuler la chirurgie d'instrumentation Cotrel-Dubousset (Gardner-Morse *et al.*, 2004). Les structures intervertébrales étaient représentées par des poutres équivalentes dont les propriétés mécaniques provenaient d'essais expérimentaux issus de la littérature (Panjabi *et al.*, 1976). Les étapes d'attachement, de dérotation de la tige et de serrage des écrous de la première tige ont été simulées. Les auteurs ont mis en évidence que la correction était sensible à la position de la liaison intervertébrale dans le plan sagittal, similairement à l'étude de Stokes *et al.* (2004).

Aubin *et al.* ont développé un modèle géométrique personnalisé utilisant une technique de reconstruction stéréographique (Aubin *et al.*, 1995). Les propriétés mécaniques des structures intervertébrales du modèle ont ensuite été personnalisées à partir de l'évaluation de la flexibilité du patient lors de tests d'infexion latérale (Le Borgne *et al.*, 1999). Le Borgne *et al.* (1999) ont utilisé ce modèle afin de simuler la position couchée du patient sur la table d'opération, l'attachement de la tige aux implants et la manœuvre de rotation de la tige. Les résultats de la simulation comparés aux résultats postopératoires réels ont permis d'observer une différence maximale de 12 mm de la position des vertèbres et de la correction de la courbure dans le plan frontal.

Lafage *et al.* ont utilisé le même modèle que Le Borgne *et al.* (1999) afin de simuler l'instrumentation chirurgicale de 10 cas scoliotiques (Lafage *et al.*, 2004). La simulation de la chirurgie incluait cette fois l'attachement de la deuxième tige et le retour du patient en position debout. Les résultats des simulations étaient en adéquation avec les résultats chirurgicaux à 5° en moyenne pour l'orientation des vertèbres et de 6 mm en termes de déplacement vertébral. Ce modèle a également permis de tester plusieurs stratégies chirurgicales en faisant varier le nombre de niveaux instrumentés. L'analyse des résultats était cependant qualitative.

Dumas *et al.* ont ensuite exploité le modèle de simulation développé par Lafage *et al.* (2004) afin de simuler la correction avec une manœuvre de cintrage *in situ* (Dumas *et al.*, 2006). Les résultats de cette étude ont montré la faisabilité de simuler cette manœuvre chirurgicale. Le modèle a ensuite été utilisé par Lafon *et al.* afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de 10 cas scoliotiques (Lafon *et al.*, 2010). L'analyse biomécanique de cette manœuvre chirurgicale a permis de décrire l'évolution de la correction 3D sur le segment instrumenté, mais aussi sur les courbures non instrumentées.

Driscoll *et al.* ont récemment développé un modèle d'instrumentation de la colonne vertébrale (Driscoll *et al.*, 2013). La géométrie rachidienne de T1 à L5 a été obtenue en déformant un modèle générique pour qu'il corresponde à la géométrie du patient. Les propriétés mécaniques étaient issues de la littérature (Panjabi *et al.*, 1976). La simulation d'instrumentation du rachis comprenait seulement la manœuvre de rotation de la tige concave. La comparaison entre les indices cliniques postopératoires et les résultats des simulations indique une différence inférieure à 5° dans les régions instrumentées. Les auteurs ont utilisé deux autres critères pour valider leur modèle. Les

contraintes dans les disques non instrumentés devaient être comprises entre 0.15 et 1.6 MPa et la force de réaction à l'interface os-vis devait être inférieure à 1500 N. Pour les trois patients simulés, les efforts moyens appliqués aux vis étaient entre 105 et 479 N, et les efforts maximaux appliqués sur un implant entre 527 et 1054 N.

Plusieurs études se sont concentrées sur le comportement de l'ancrage des vis pédiculaires dans les vertèbres (Chatzistergos *et al.*, 2010; Kim *et al.*, 2010; Kourkoulis *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2014; Pfeiffer *et al.*, 2015; Bianco *et al.*, 2015). Ces modèles ont permis de simuler le comportement de l'instrumentation, lorsque soumise à des forces représentatives de conditions intra et postopératoires, mais particulièrement selon l'axe des vis afin de simuler leur arrachement. Les modèles plus anciens impliquent une représentation simplifiée de la géométrie des vertèbres par un bloc (Chatzistergos *et al.*, 2010; Kourkoulis *et al.*, 2009). D'autres études plus récentes ont raffiné la modélisation de la géométrie vertébral et ont introduit des lois de comportement élastoplastique définissant les propriétés de l'os (Kim *et al.*, 2010; Pfeiffer *et al.*, 2015; Wang *et al.*, 2014). Bianco *et al.* ont proposé un modèle d'une vertèbre représentant de manière détaillée l'interface de contact entre la vis et la vertèbre, et incluant les structures osseuses trabéculaires et corticales, ainsi que leurs propriétés élastoplastiques avec un critère de rupture (Bianco *et al.*, 2015). Ce modèle a permis de caractériser le comportement des vis pédiculaires lors de chargements axiaux et non axiaux, représentatifs des efforts supportés par l'instrumentation lors de l'exécution de différentes manœuvres de correction (Bianco, 2015). Un phénomène de tassemement osseux à l'interface entre l'os et l'implant susceptible d'avoir un impact sur la tenue des vis pédiculaires a été mis en évidence.

Salmingo *et al.* ont quant à eux développé un modèle des tiges d'instrumentation (Salmingo *et al.*, 2013; Salmingo *et al.*, 2012). La géométrie préopératoire des tiges était mesurée en salle d'opération avant d'être insérée dans le patient. Le comportement élastoplastique du matériau (Ti) était modélisé à partir d'une loi bilinéaire. L'écrouissage du matériau dû au cintrage des tiges n'était pas pris en compte. Des forces étaient appliquées au niveau de chaque implant de façon incrémentale, de façon à ce que la géométrie déformée coïncide avec la géométrie postopératoire. Les efforts imposés aux implants dans la concavité de la courbure lors de l'étude des déformations des tiges de 20 cas étaient en moyenne de 160N. Les auteurs ont investigué l'effet du nombre de vis sur les efforts appliqués sur chaque vis, mais n'ont pas trouvé d'association (Salmingo *et al.*, 2013).

Henao *et al.* ont développé un modèle permettant d'évaluer les contraintes dans la moelle épinière lors de l'instrumentation chirurgicale (Henao, 2015). Le modèle est composé des vertèbres du sacrum à T1, et de la moelle épinière. La géométrie du modèle est personnalisée au patient à partir d'un algorithme basé sur des reconstructions 3D du rachis et d'une méthode de krigeage. Les vertèbres sont considérées indéformables alors que la moelle épinière est élastique. La simulation de la chirurgie à partir d'un autre modèle basé sur une approche de modélisation multicorps (présentée à la section 1.4.2.2) a permis d'obtenir la cinématique de chacune des vertèbres lors de l'instrumentation. Cette cinématique 3D a été ensuite imposée dans le modèle éléments finis afin de reproduire les étapes de la chirurgie d'instrumentation. Ce modèle a permis d'analyser les contraintes dans la moelle et les risques de complications neurologiques associées à différentes séquences de manœuvres chirurgicales.

Plusieurs études se sont intéressées à la biomécanique du rachis après l'instrumentation chirurgicale. Cahill *et al.* ont développé un modèle (C6-T12) afin de comparer l'implication de différentes stratégies d'instrumentation proximales dans le risque de développement d'une cyphose jonctionnelle proximale (Cahill *et al.*, 2012). Ce modèle a été validé en comparant l'amplitude de mouvement simulée des unités fonctionnelles T1-T2 et T2-T3 non instrumentées aux données issues de la littérature (Panjabi *et al.*, 1976). Le modèle du rachis postopératoire instrumenté à différents niveaux proximaux, avec des tiges cylindriques continues ou avec des tiges ou le diamètre de la section proximale est réduit, en préservant ou en altérant les ligaments sur le niveau proximal instrumenté, a été soumis à un moment de 3 N.m au niveau de C6 afin de simuler un mouvement de flexion antérieure. Chaque stratégie a été comparée en termes d'amplitude de mouvement, de pression dans le disque intervertébral proximal à l'instrumentation, et de contrainte maximale dans les vis insérées au niveau proximal. Similairement, Srinivas *et al.* ont développé un modèle du rachis lombaire (L1-S1) pour comparer les efforts dans le disque adjacent à l'instrumentation lorsque le patient est en position debout afin d'évaluer les risques de dégénérescence des disques à long terme (Srinivas *et al.*, 2016). Les propriétés mécaniques des disques et ligaments étaient issues de la littérature et le comportement du modèle non instrumenté a été validé en comparant le cas de chargement simulé aux résultats d'essais expérimentaux réalisés par les auteurs dans le cadre de leur étude.

La modélisation par éléments finis de l'instrumentation du rachis permet donc la simulation de l'instrumentation chirurgicale, d'analyser la correction qui en résulte et les efforts appliqués sur

l'instrumentation. Cette approche de modélisation permet également une analyse locale des contraintes présentes dans l'instrumentation, à l'interface implant-vertèbre et dans le rachis (vertèbres, ligaments, disques intervertébraux, moelle épinière). L'intégration du comportement non linéaire des matériaux ainsi que des critères de rupture permettent de simuler l'arrachement des implants afin d'analyser les modes de défaillance de l'instrumentation. Un inconvénient de ce type de modélisation est qu'en raison du nombre élevé de degrés de liberté, le calculateur peut d'une part rencontrer des difficultés à converger vers une solution et, d'autre part il nécessite d'importantes ressources informatiques pour des temps de simulation relativement longs (quelques heures à quelques jours).

1.4.2.2 Modèles multicorps

La modélisation multicorps est une approche qui permet de simuler le comportement dynamique d'un mécanisme constitué de corps rigides ou flexibles connectés les uns aux autres par des liaisons cinématiques ou des éléments flexibles. Ces hypothèses de modélisation permettent d'établir les équations différentielles définissant le problème et d'en étudier la cinématique et la dynamique. Le système d'équations différentielles est résolu à l'aide de méthodes mathématiques itératives sur ordinateur. Contrairement aux éléments finis, il n'est pas possible de faire une analyse des contraintes et déformations. Cependant, le nombre de degrés de liberté est largement réduit ce qui permet un temps de simulation très rapide permettant même d'être utilisé dans un contexte clinique (Aubin *et al.*, 2008).

Poulin *et al.* ont été parmi les premiers à développer un modèle biomécanique multicorps pour la simulation de la chirurgie d'instrumentation postérieure avec le logiciel ADAMS (MSC Software) (Poulin *et al.*, 1998). Les vertèbres étaient modélisées par des corps rigides et l'ensemble des structures intervertébrales (disques, ligaments, facettes articulaires) par des éléments flexibles (poutres équivalentes) issus de la littérature (Panjabi *et al.*, 1976). Les implants étaient modélisés par des corps rigides fixés aux vertèbres. La tige était elle aussi constituée de segments cylindriques rigides. La simulation était quasi-statique, négligeant les effets inertIELS lors de la chirurgie. La simulation de l'attachement et la dérotation de la tige du côté concave de la courbure ont été réalisées. Une adéquation de 80% de la correction de l'angle de Cobb dans le plan coronal entre le

modèle et la chirurgie a été rapportée, démontrant la faisabilité de cette approche de modélisation pour étudier la cinématique de l'instrumentation chirurgicale.

Aubin *et al.* ont exploité ce même modèle pour simuler la chirurgie de trois cas de SIA avec l'instrumentation Cotrel-Dubousset (Aubin *et al.*, 2003). Une représentation plus détaillée de chaque vertèbre a été introduite en utilisant une technique de krigage. La comparaison entre les indices cliniques postopératoires et les résultats des simulations indique une différence maximale de 6° pour l'angle de Cobb et la cyphose thoracique, et de 7° pour la rotation axiale. Des forces supérieures à 1000 N sur les implants ont été mesurées, ce qui peut être dû au fait que la tige, considérée comme rigide indéformable, était source d'importantes contraintes lors de son insertion dans les implants.

Petit *et al.* ont proposé une méthode de personnalisation des propriétés mécaniques des structures intervertébrales (Petit *et al.*, 2004). Elles ont été modélisées par des liaisons sphériques, couplées à des ressorts en torsion. Les propriétés mécaniques des disques intervertébraux ont été personnalisées aux patients à l'aide d'un algorithme d'optimisation afin que la simulation du test d'infexion latérale représente la même réductibilité des courbures mesurées sur les radiographies. Luce et al. ont ensuite raffiné la modélisation en remplaçant le joint sphérique par une matrice de raideur 6X6, tout en conservant le processus de personnalisation (Luce, 2004). Cette matrice permet de prendre en compte les mouvements de couplage intrinsèques se produisant entre deux vertèbres adjacentes. Luce et al. (2004) ont également caractérisé la rigidité de la connexion entre une vis pédiculaire et la vertèbre, puis ont modélisé un joint représentatif de cette connexion. La simulation d'instrumentation de sept cas de scoliose a permis d'obtenir des différences moyennes de 4.6 mm et 3.7° de positon et d'orientation des vertèbres par rapport aux données postopératoires. Ces améliorations de modélisation ont permis de diminuer les efforts intervertébraux et sur les implants, conduisant à un comportement plus réaliste du modèle.

Stirbu *et al.* ont introduit un modèle de tige prenant en compte le comportement élastique de l'acier inoxydable (Stirbu, 2004). En évaluant les déformations subies par les tiges, ils ont conclu qu'elles étaient majoritairement sous le seuil de déformation plastique et donc que l'utilisation de tiges élastiques dans le modèle était adéquate. En simulant la chirurgie de sept patients scoliotiques, ils ont étudié la sensibilité de la position et l'orientation des implants, constatant que l'alignement des

implants avec les tiges était très important pour ne pas engendrer des efforts démesurés pendant la simulation.

Le modèle a été ensuite implanté dans un logiciel pour la planification chirurgicale préopératoire, baptisé *Spine Surgery Simulator* (S3) (Aubin *et al.*, 2008). Le logiciel S3 a été utilisé dans l'étude de Aubin et al. (2008) afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de dix cas de SIA. Le modèle comportait le pelvis qui était supposé fixe pendant la chirurgie, alors que T1 était libre en rotation et pouvait translater uniquement dans la direction cranocaudale. Une différence moyenne inférieure à 5° des indices géométriques cliniques a été trouvée entre les résultats des simulations et la correction postopératoire.

Wang *et al.* ont modélisé la cinématique de plusieurs types de vis pédiculaires présentant différents degrés de liberté entre le corps et la tête de vis, tels que les vis uni-axiales (1 DDL), multi-axiales (3 DDL) et dorso-axiales (4 DDL) (Wang *et al.*, 2012). En comparant l'instrumentation du rachis de 10 cas de scoliose avec quatre types de vis pédiculaires, il a été démontré que plus la tête de vis a un degré de mobilité élevé par rapport au corps, moins l'insertion des tiges d'instrumentation génère d'efforts sur l'instrumentation, réduisant par conséquent les forces résultantes à l'interface os-implant.

Martino *et al.* ont adapté la séquence d'exécution des manœuvres de correction afin d'analyser les techniques de correction 3D contemporaines. Une manœuvre de dérotation vertébrale *en bloc* a été modélisée (Martino *et al.*, 2013). Une analyse de sensibilité réalisée sur quatre patients a permis d'analyser les paramètres d'exécution (nombre de niveaux corrigés en rotation, type d'implants, densité d'implants) affectant la correction de la rotation axiale ainsi que les efforts supportés par l'instrumentation.

Cammarata *et al.* ont adapté le modèle afin d'analyser l'effet de certains paramètres d'instrumentation sur les risques de développement de cyphose jonctionnelle proximale. La condition limite sur la vertèbre T1 qui était modélisée par une liaison linéaire annulaire a été remplacée par trois ressorts dans le plan sagittal connectant respectivement T1, T2, et T3 au système de coordonnées global. La position debout postopératoire a été modélisée par l'application de forces gravitationnelles proportionnelles au poids du patient à l'avant du centre de masse de chaque vertèbre (Kiefer *et al.*, 1997; Pearsall *et al.*, 1996). Ces modifications du modèle ont permis d'évaluer l'effet des stratégies d'instrumentation (procédure de résection et de dissection

proximale, type d'implants, cintrage des tiges, diamètre proximal des tiges, niveau vertébral proximal instrumenté) sur le déjettement de T1 dans le plan sagittal et sur une représentation des efforts musculaires que le patient devrait fournir pour maintenir une posture équilibrée.

Desrochers-Perrault et al. ont adapté le modèle afin d'analyser les efforts supportés par les vis insérées dans le bassin pour le traitement de cas de scoliose neuromusculaire (Desrochers-Perrault, 2013). La modélisation du bassin a été raffinée avec l'ajout des liaisons sacro-iliaques modélisées par deux matrices de rigidité 6X6 reliant les crêtes iliaques au sacrum. Les propriétés mécaniques étaient issues de la littérature (Miller *et al.*, 1987). Afin d'évaluer les efforts générés aux vis après l'opération, des mouvements fonctionnels ont été simulés en appliquant de couples (6 N.m) dans différentes directions sur la vertèbre T1 qui était libre de mouvement.

Salvi et al. ont adapté le modèle afin de comparer trois stratégies d'ostéotomies pour le traitement d'hypercyphoses thoraciques en termes d'efforts dans l'instrumentation et dans le rachis (Salvi, 2014). Les ostéotomies ont été modélisées par une modification topologique de la vertèbre représentant le changement géométrique résultant de l'ostéotomie ainsi que par la diminution de la raideur intervertébrale à partir de données issues de la littérature (Gardner-Morse *et al.*, 2004).

La modélisation de l'instrumentation du rachis par approche multicorps permet donc elle aussi une analyse de la correction et des efforts appliqués aux implants. Les temps de simulation d'une chirurgie étant très courts (quelques secondes à quelques minutes), cette approche de modélisation est adaptée pour la comparaison de nombreuses stratégies d'instrumentation alternatives.

1.4.2.3 Vérification et validation des modèles numériques

La vérification et la validation du modèle sont deux éléments essentiels pour s'assurer de la viabilité des résultats obtenus et de pouvoir en tirer des conclusions (Anderson *et al.*, 2007; Henninger *et al.*, 2010). La vérification d'un modèle consiste à s'assurer qu'il soit mathématiquement viable (convergence du code de calcul et que la discréétisation du système étudié est suffisante, taille du maillage), alors que la validation consiste à s'assurer que le modèle représente adéquatement la réalité physique du phénomène étudié (Henninger *et al.*, 2010). Une validation directe consiste à comparer la réponse d'un modèle à des résultats expérimentaux réalisés spécifiquement dans le cadre de la validation. Les données expérimentales doivent cependant être indépendantes du modèle (Hicks *et al.*, 2015). Elles ne peuvent, par exemple, pas être utilisées comme élément de calibration du modèle et de validation à la fois. En raison de

difficultés techniques ou par manque de ressources, la réalisation d'expériences n'est pas toujours possible. Une validation indirecte, qui consiste à comparer la réponse du modèle à des données issues de la littérature (résultats expérimentaux ou données cliniques), peut-être réalisée. Enfin, la réalisation d'une analyse de sensibilité permet de s'assurer de la robustesse d'un modèle. Lorsque la valeur d'un paramètre de modélisation est difficile à mesurer expérimentalement, elle peut être extraite de la littérature, mais dans ce cas, la validité des données rapportées peut-être difficile à juger dues aux erreurs expérimentales. L'analyse de sensibilité consiste à faire varier la valeur des paramètres estimés dans le modèle, puis d'analyser leur effet sur les résultats de simulation. Cela permet de quantifier dans quelle mesure les résultats sont impactés par les hypothèses de modélisation.

Il est à noter que la méthode de validation des modèles dans le cadre de la chirurgie d'instrumentation repose généralement sur une validation directe (comparaison de la prédiction de correction du modèle par rapport aux résultats chirurgicaux) et indirecte (comparaison des efforts appliqués aux implants par rapport aux efforts d'arrachement des implants évalués expérimentalement).

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS

2.1 Synthèse de la problématique

Cette revue de littérature a mis en évidence l'état des connaissances actuelles et les limites des travaux précédents. Elle a permis de poser un certain nombre de constats et relever des problématiques en lien avec les stratégies de configurations d'instrumentation de la scoliose :

- Il existe une variabilité importante du choix des niveaux instrumentés, de la densité d'implants utilisée, et du cintrage des tiges d'instrumentation parmi les chirurgiens.
- Une réduction de la densité d'implants pour le traitement de la scoliose présente de nombreux avantages en termes de sécurité de l'intervention chirurgicale et de coûts, mais la densité d'implants adéquate pour corriger les courbures scoliotiques, répartir les efforts sur l'instrumentation et assurer la stabilité de l'instrumentation à long terme est méconnue.
- L'impact de la distribution d'implants sur la correction 3D des courbures scoliotiques et sur les efforts supportés par l'instrumentation n'a pas été investigué.
- L'impact du cintrage et des déformations intraopératoires des tiges d'instrumentation sur la correction 3D de la scoliose est méconnu.
- L'évolution de la forme des tiges dans les années suivant la chirurgie n'a pas été évaluée.
- La relation entre des potentielles déformations des tiges dans les années suivant la chirurgie et la perte de correction des courbures n'a pas été investiguée.

2.2 Question de recherche

Deux questions de recherche émanent de ces constatations :

- Quel est l'impact de la distribution d'implants sur la capacité de correction de la scoliose et sur les efforts supportés par l'instrumentation ?
- Quel est l'impact du cintrage et des déformations intra et postchirurgicales des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures scoliotiques ?

2.3 Hypothèse de recherche

Les deux hypothèses que ce projet doctoral cherche à vérifier sont :

Hypothèse 1 : La distribution des implants impacte significativement la capacité à corriger les courbures scoliotiques et les efforts supportés par l'instrumentation.

Hypothèse 2 : Le cintrage des tiges d'instrumentation et les déformations 3D qu'elles subissent pendant et après la chirurgie impactent significativement la correction 3D des courbures.

2.4 Objectifs

L'objectif général de ce projet doctoral peut être décomposé en deux volets comprenant des sous objectifs :

Objectif 1 : Analyser l'impact de la distribution des implants sur la capacité de correction 3D des courbures scoliotiques et sur les efforts supportés par l'instrumentation afin d'orienter le choix des chirurgiens sur un placement stratégique d'implants.

O1a : Documenter la distribution d'implants utilisée lors du traitement chirurgical de la scoliose et son rôle dans l'exécution des techniques de correction.

O1b : Évaluer l'impact de la distribution d'implants sur la correction 3D de la scoliose.

O1c : Évaluer l'impact de la distribution d'implants sur les efforts supportés par l'instrumentation pendant la chirurgie.

Objectif 2 : Analyser l'impact du cintrage des tiges et de leurs déformations sur la correction 3D des courbures scoliotiques afin de guider les chirurgiens sur le cintrage à réaliser.

O2a : Évaluer l'impact du cintrage et des déformations intraopératoires des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures scoliotiques.

O2b : Évaluer les déformations 3D des tiges à long terme et si elles ont un effet sur la perte de correction des courbures scoliotiques.

2.5 Approche générale

Les hypothèses de recherche seront adressées par la réalisation des objectifs. Les objectifs du projet doctoral sont réalisés au travers de cinq articles scientifiques. Le travail effectué pour répondre à l'objectif 1 sera présenté sous la forme de trois chapitres présentant chacun un article (Figure 2-1). L'objectif 2 sera traité au travers d'un chapitre présentant deux autres articles. Enfin, seront présentés, un chapitre de discussion et un autre de conclusion.

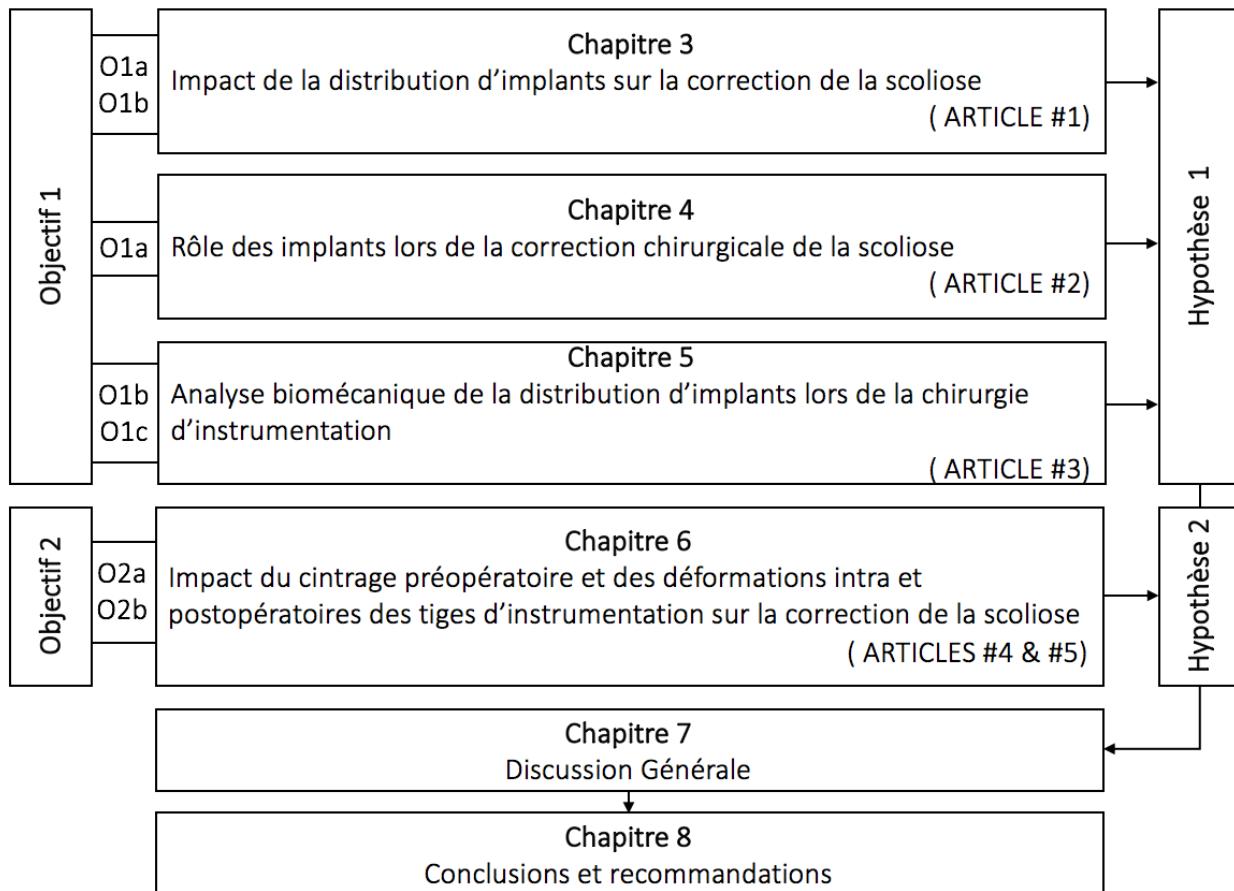


Figure 2-1 : Organisation des chapitres de la thèse par rapport aux objectifs et hypothèses du projet doctoral

CHAPITRE 3 IMPACT DE LA DISTRIBUTION D'IMPLANTS SUR LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE

3.1 Situation et résumé de l'article #1

Le premier article, intitulé « Implant distribution in surgically instrumented Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis : Does it affect curve correction ? », a été accepté pour publication par la revue Spine (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 2.297) le 5 janvier 2015 et a été publié le 1^{er} avril 2015 (Le Navéaux *et al.*, 2015). Cette étude est le fruit de la collaboration de notre groupe de recherche avec le MIMO study group qui nous a donné accès à une base de données de patients enrôlés prospectivement dans 17 centres hospitaliers entre 2002 et 2011 (Prospective Pediatric Scoliosis Study par le Spinal Deformity Study Group). Un travail préliminaire de collecte des données des patients, de la configuration d'instrumentation utilisée et de mesures des indices cliniques avait été effectué. L'objectif spécifique de cet article était d'analyser la distribution d'implants utilisée pour le traitement chirurgical de cas de scoliose de type Lenke 1 et d'évaluer son impact sur la correction des courbures scoliotiques, soit sur l'objectif O1a et O1b du projet doctoral. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%.

La base de données de patients a été revue. Tous les cas de scoliose de type Lenke 1 opérés par abord postérieur sur plus de 7 niveaux avec des vis pédiculaires (plus de 80% des implants sont des vis pédiculaires) ont été sélectionnés, soit 279 cas satisfaisant nos critères d'inclusion. Pour chaque cas, la densité d'implants utilisée a été reportée de chaque côté de la courbure qui était divisée en 5 régions (Figure 3-1) : une région distale et une région proximale (vertèbre distale/proximale instrumentée et la vertèbre adjacente respectivement), une région apicale (vertèbre apicale et ses deux vertèbres adjacentes), et deux régions, périapicale supérieure et périapicale inférieure, entre les autres régions. L'angle de Cobb de la courbure thoracique a été mesuré sur les radiographies préopératoires et 1 an après la chirurgie. La flexibilité de la courbure thoracique a été évaluée à partir de la mesure de la réduction de la courbure entre les radiographies préopératoires en position debout et celles en inflexion latérale.

Une densité moyenne de 1.66 implant par vertèbre a été utilisée (de 1.08 à 2). Un plus grand nombre de pédicules était instrumenté du côté concave (92%, de 53 à 100%), que du côté convexe (73%, de 23 à 100%, $p<0.01$)(Figure 3-2). En raison de la distribution non gaussienne de la densité d'implants dans les différentes régions, un test non paramétrique de Wilcoxon a été utilisé plutôt qu'un T-test afin d'évaluer les différences de densité d'implants entre les régions. La région distale concave avait le plus haut taux de pédicules instrumentés (99%, $p<0.01$), suivi des autres régions du côté concave et de celle distale convexe (de 88 à 94%, $p>0.05$) (Figure 3-2). Les autres régions étaient significativement moins instrumentées (de 54 à 78%, $p<0.01$). Seule une augmentation de la densité d'implants dans la région apicale du côté concave était statistiquement associée à une augmentation de la correction de l'angle de Cobb ($p=0.002$, $R=0.19$).

Il existe donc une variabilité importante de la distribution d'implants pour le traitement de cas Lenke 1, en particulier dans les régions périapicales du côté convexe de la courbure. Seule l'augmentation du nombre d'implants dans la région apicale du côté concave de la courbure était associée avec une augmentation de la correction de l'angle de Cobb.

3.2 Article #1: Implant distribution in surgically instrumented Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: Does it affect curve correction?

Franck Le Navéaux¹⁻² B.Eng., Carl-Éric Aubin, Ph.D, P.Eng.¹⁻², A. Noelle Larson, MD³, David W. Polly Jr., MD⁴, Yaser M. K. Baghdadi, MD³, Hubert Labelle, MD²

1. Polytechnique Montréal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station,
Montreal (Quebec)
H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center
3175, Cote Sainte-Catherine Road
Montreal (Quebec)
H3T 1C5 CANADA
3. Mayo Clinic
200 1st St SW
Rochester, MN 55902 USA
4. University of Minnesota, Department of Orthopaedic Surgery
2450 Riverside Ave S, R200
Minneapolis, MN 55454 USA

3.2.1 Abstract

Study Design. Retrospective review of prospective multicenter database of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) patients who underwent posterior spinal fusion.

Objective. To analyze implant distribution in surgically instrumented Lenke 1 patients and evaluate how it impacts curve correction.

Summary of Background Data. While pedicle screw constructs have demonstrated successful surgical results, the optimal pedicle screw density and configuration remain unclear.

Methods. 279 AIS patients treated with pedicle screws were reviewed. Implant density was computed for each side of the instrumented segment, which was divided into five regions: distal and proximal ends (upper/lower instrumented vertebra +1 adjacent vertebra), apical region (apex +/-1 vertebra) and the two regions in between (upper/lower periacapital). Centralized measurement of Cobb angle and thoracic kyphosis was performed on pre-operative and at one-year post-operative radiographs as well as percent curve flexibility.

Results. The mean implant density was 1.66 implants per level fused (1.08 to 2) with greater available pedicles filled on the concavity (92%, 53 to 100%) compared to the convex side (73%, 23 to 100%, $p<0.01$). The concave distal end region had the highest density with 99% of pedicles filled ($p<0.01$), followed by the other concave regions and the convex distal end region (88 to 94%) ($p>0.05$). Other convex regions of the construct had less instrumentation with only 54 to 78% of pedicles instrumented ($p<0.01$). Implant density in the concave apical region (69%, 23 to 100%) had a positive effect on curve correction ($p=0.002$, $R=0.19$).

Conclusions. Significant variability exists in implant distribution with the greatest variation on the convex side and lowest implant density used in the periacapital convex regions. Only instrumentation at the concave side, particularly at the apical region, was associated with curve correction. This suggests that for a low implant density construct the best regions for planned screw drop may be in the periacapital convexity.

Key words. Adolescent idiopathic scoliosis, pedicle screw, implant density, implant distribution, implant pattern, curve correction.

Mini abstract

High variability in implant distribution was found in 279 AIS Lenke 1 patients treated with posterior spinal fusion. The region with the lowest percentage of pedicle filled was in the periapical convexity. Only implant density in the concave side, particularly in the apical region, was statistically associated with curve correction.

Key points

- High variability exists in implant distribution for the treatment of Lenke 1 curve patterns.
- The lowest pedicle fill rate was found in the convex periapical regions of the curve.
- Implant density was weakly but statistically associated with main thoracic curve correction.
- Only concave side implant density, specifically in the apical region of the curve, was statistically associated with main thoracic curve correction.

3.2.2 Introduction

Spinal surgeons now have a wide armamentarium of implants and techniques to achieve 3D spinal deformity correction. Posterior spinal fusion with pedicle screws has become the gold standard for the management of adolescent idiopathic scoliosis (AIS)^{1,2}. Compared to hook or hybrid constructs, pedicle screws have demonstrated their advantages by providing excellent purchase into the strongest part of the vertebra, allowing for more rigid fixation, low revision rates, and powerful corrective maneuvers³⁻⁶.

In order to optimize correction and flexibility, many surgeons use high implant density screw constructs, with up to two screws placed per level fused^{7,8}. Implant density is defined as numbers of screws, hook, or wires per levels fused. Although high density screw patterns may provide stiff constructs with more options for correction maneuvers^{3,9}, there are downsides to high implant density constructs, including increased cost and blood loss. With more screws, there is a theoretical increased risk of implant malposition^{10,11}. Similarly, the use of more screws results in longer operative time and, with the use of fluoroscopy, increased radiation exposure to the patient and operative team¹². Finally, implant costs comprise a large percentage of the expense of scoliosis surgery¹³. Should a low implant density construct give similar clinical benefit, reducing the number of screws may improve the efficiency and cost effectiveness of scoliosis surgery¹⁴.

While several clinical studies have evaluated the effects of implant density on surgical outcomes, the number of pedicle screws required for optimal clinical results is still debated^{7,8,15-17}. Several authors have demonstrated successful results with low density instrumentation for the treatment of scoliosis^{8,18-23}. However, perhaps more important than the number of screws used, is where the screws are placed, or the implant distribution. For the highest implant density pattern, two screws are simply placed at every level and there are no further options. When fewer screws are used, however, some pedicles are left uninstrumented. The optimal pedicle screw configuration or screw placement for skipped pedicle fixation remains unclear.

Our aims are: 1) to analyze pedicle screw distribution in surgically instrumented Lenke 1 AIS, and 2) to investigate how pedicle screw configuration impacts curve correction. We hypothesized that strategic pedicle screw placement targeted at specific regions of the spine would be associated with improved spinal deformity correction.

3.2.3 Materials and methods

Patient identification

A database of prospectively enrolled consecutive AIS patients surgically treated at 17 different centers between 2002 and 2011 was retrospectively reviewed (Prospective Pediatric Scoliosis Study compiled by the Spinal Deformity Study Group). Patients were included who had Lenke 1 curve types treated by posterior spinal fusion with primarily pedicle screw instrumentation. Lenke 1 curves were selected because most surgeons aim for maximal correction on these cases, since there are no other structural curves requiring balanced correction. Patients who had fewer than 7 levels fused or less than 1 year follow-up were excluded. Pedicle screw constructs were defined as those in which pedicle screws accounted for at least 80% of anchor points or $(\text{screws} / (\text{screws} + \text{hooks} + \text{wires})) > 0.8$.

Radiographic measurements

For each patient, coronal Cobb angle of the main thoracic curve and thoracic kyphosis from T2 to T12 were measured preoperatively and at the last follow-up on full-length standing radiograph. All radiographs measurements were made by a trained centralized measurement team independent of the operating surgeon. Curve correction was defined as percentage of change in Cobb angle at the

last follow-up compared with preoperative Cobb angle. Percent curve flexibility was assessed on side bending preoperative radiographs. Change in sagittal kyphosis was measured as the difference between preoperative and postoperative kyphosis measured from T2-T12 at last follow-up. For further analysis, the cohort was divided into three groups based on their sagittal plane alignment. Patients who had a preoperative thoracic kyphosis of less than 20° were considered hypokyphotic, 20° and 40° normokyphotic, and those who had a kyphosis angle over 40° were considered hyperkyphotic. Based on preoperative radiographs, the apex of the curve was defined. Detailed implant maps were made, recording the type and location of each implant with respect to the apex of the curve as well as selected fusion levels.

Screw distribution nomenclature

In order to facilitate comparison and consistency between cases, we defined a standardized nomenclature to assess the distribution of screws across the levels fused. The implant construct was divided into five functional regions based on the apex of the curve and the extent of the fusion (Figure 3-1). The proximal region was defined as the upper instrumented vertebra and one level caudad, and the distal region was defined as the lowest instrumented vertebrae and one level cephalad. The apical region includes the apical vertebra and its two adjacent vertebrae. If the apex was at a disc, then the apical region was defined as the level above and below the disc. Finally, two other regions composed of remaining vertebrae were established as the proximal and distal periapical regions. Regional implant density was calculated over the above defined curve regions as number of implants/number of levels in the region. Total implant density was determined as number of screws/hooks/wires per level fused. Further, we examined implant density over the concave and convex rods to evaluate for correlation with curve correction.

Statistical Analysis

All data was analyzed using STATISTICA computer software (StatSoft Inc, Tulsa, OK, United States). A non-parametric Wilcoxon test was performed to evaluate differences in implant density between sides of the curve and between functional regions of the constructs. A dependent T-test was used to compare changes in Cobb angle and thoracic kyphosis before surgery and at the last follow-up. A multiple linear regression analysis was carried out to delineate whether total implant density, implant densities on the concave and convex sides, or implant density at each region affected % curve correction, controlling for the curve flexibility and the number of fused levels.

One-way ANOVA was used to determine statistical significance for linear regression correlation between the year of surgery and the density of implant used. A P-value less than 0.05 was considered statistically significant.

3.2.4 Results

From the cohort, 279 patients with Lenke 1A curve patterns treated with posterior pedicle screws instrumentation were identified. Mean preoperative thoracic Cobb angle was 55° (SD; 11°, range; 27 to 91°) (Tableau 3-1). Mean preoperative curve flexibility as measured on side bending radiographs was 49% (SD; 20%, range; 0 to 100%). The mean percent correction of major curve at last follow-up was 69% (SD; 14%, range; 23 to 100%). The mean number of levels fused was 10.5 (SD; 1.6, range; 7 to 15). Mean implant density was 1.65 implants per vertebra (SD; 0.27, range 1.08 to 2). No correlation was found between the density and the year of surgery ($P=0.4$), and thus implant density appeared consistent over the study period, between 2002 and 2011.

Implant distribution was reported as the mean percentage (%) pedicles filled at each region for the concave and convex side of the curvature (Figure 3-2). Implant density was greater on the concave side with a mean of 92% of available pedicles filled (SD; 12%, range; 53 to 100%) in contrast to a 73% mean (SD; 20%, range; 23 to 100%) on the convex side ($P<0.01$). The concave distal region had the highest density of pedicles filled compared to all of the other regions ($P<0.01$). Other concave regions, as well as the convex distal end region, had a lower implant density but a similar number of implant sites utilized between each other ($P>0.05$) (Figure 3-2). Other convex regions of the construct had significantly fewer pedicle screws with a different pedicle fill rate between each others ($P<0.01$). The regions with the lowest pedicle fill rate were the upper and lower periapical regions with 54% (SD; 40%, range; 0 to 100%) and 65% (SD; 42%, range; 0 to 100%) of pedicles filled respectively.

With multivariate analysis controlling for curve flexibility ($P=0.04$, $R=0.12$) and the number of fused levels ($P=0.0006$, $R=0.22$), total implant density had a statistically significant positive effect on percent curve correction ($P=0.03$, $R=0.12$). When differentiating implant density for the concave and convex side, the percent pedicles filled on the concave side was associated with percent curve correction ($P=0.03$, $R=0.17$) but was not significant on the convex side ($P=0.8$). Finally, when considering implant density over each region, only the apical region on the concave side was statistically associated with percent curve correction ($P=0.002$, $R=0.19$). 79 patients had

main thoracic curve considered as small and flexible (Cobb angle < 55°; curve flexibility > 50%). When performing multivariate analysis on this sub-group, implant density was no longer associated with curve correction ($p=0.74$).

The cohort was divided into three groups based on their preoperative sagittal thoracic kyphosis profile with 128 patients considered hypokyphotic (T2-T12 less than 20°), 125 with normokyphosis (20-40°), and 26 with hyperkyphosis (>40°)(Tableau 3-2). In the hypokyphotic group, T2-T12 kyphosis changed from 12° (SD; 7°, range; -10 to 20°) to 25° (SD; 11°, range; 2 to 53°). In the normokyphotic group, kyphosis changed from 29° (SD; 6°, range; 21 to 40°) to 33° (SD; 11°, range; 3 to 70°). In the hyperkyphotic group, kyphosis decreased from 50° (SD; 9°, range; 41 to 73°) to 38° (SD; 13°, range; 13 to 66°). Multiple linear regression analysis revealed that change in thoracic kyphosis was negatively associated with implant density only in the hypokyphosis group ($P=0.01$, $R=-0.21$). No other factors were found to be associated with change in thoracic kyphosis within the subgroups.

3.2.5 Discussion

Although there is good support for successful results with a low implant density instrumentation pattern, there has been little discussion regarding which levels are most essential to instrument. In this paper, we introduce a new concept of implant distribution and define specific regions within the scoliotic curve to assess in which regions high-density screw placement is most essential for effective curve correction. We analyzed the patterns of screw distribution in a large prospective multicenter cohort of AIS patients with Lenke 1 AIS curve patterns to examine which levels and regions of the curve are most essential to instrument for effective curve correction.

Interestingly, in our study, only implant density in the apical concavity was associated with % curve correction. The apical region is by definition the most translated and rotated region of the spine requiring the highest degree of correction of the vertebrae to restore normal spinal alignment²⁴. Despite the enhanced control derived by fully instrumenting this area, pedicle screw insertion can be challenging due to small pedicle size and altered anatomy^{25,26}. These findings suggest that more screws in the apical concavity facilitate successful curve correction. If fewer pedicles are to remain instrumented in a low density construct, our findings would suggest that good fixation should be preserved at the apical concavity and that fewer screws can be placed in the periapical regions and curve convexity.

We found significant differences in the number of pedicles instrumented at specific regions of the construct. There was the greatest variability in the number of pedicle screws used on the convex side of the curve, particularly in the upper and lower periapical regions. As previously reported, instrumentation strategies vary widely by surgeon and are affected by desired priorities in curve correction and surgical techniques²⁷⁻²⁹. This report introduces screw distribution as another area of surgeon variability.

Similar to previous authors, we found a weak but statistically significant association between overall pedicle screw density and percent correction of the main thoracic curve when taking into consideration the number of levels fused and the curve flexibility. Clements et al.¹⁵ reported a correlation between implant density and major curve correction for hook, hybrid, and screw constructs without differentiating by curve type. Further, they found a higher correlation with curve correction for the corrective side than for the supportive side. We found a similar association between implant density on the concave side and percent curve correction in a predominantly high density pedicle screw construct.

Several studies have reported that increasing the number of anchor points may lead to better curve correction^{15,18,30}. On the other hand, other studies have demonstrated that lower density instrumentation such as interval pedicle screw placement constructs is an efficient and safe alternative with similar corrective effects^{8,18-22}. We found that implant density was not associated with curve correction in the case of small and flexible curves, which suggest that high-density constructs are not necessary for such curves. If clinical results are similar between a high- and low-density screw construct, there are compelling reasons to favor a low-density construct such as improved surgical efficiency and reduced cost.

We also assessed the effect of implant density on sagittal thoracic kyphosis. We found a weak inverse association for patients with a preoperative kyphosis angle lower than 20°. Although it is in accordance with the possible flattening effect of high density constructs on the sagittal contour¹⁵, it has not been found in other groups.

There may also be biomechanical considerations when selecting the number of screws or a specific screw configuration. The insertion of screws into more vertebrae is thought to improve the stress distribution, however, high density patterns can also over constrain the construct and create additional stresses on the instrumentation, particularly during rod placement³¹. The capacity of an

entire construct to share loads is also dependent of the type of screw used, the degrees of freedom between the head and the shank helping to compensate screw placement variation^{32,33}. In addition to intra-operative deformity correction mechanics, Deriven et al. have addressed post-operative construct stability⁹. They demonstrated using a cadaveric model that the addition of pedicle screws increases the stability incrementally but also that a simple construct with only pedicle screws placed bilaterally on the upper and lower instrumented vertebra could provide adequate stability. Although the optimal implant density remains unknown, this suggests that there may be a balance between the appropriate number of strategically placed screws to distribute forces across multiple levels, providing optimal correction, and yet still facilitate surgical efficiency by skipping pedicle screw instrumentation at selected, nonessential pedicles. It is possible that constructs having a different distribution of the same number of implants may lead to variability in surgical outcomes.

Various low-density screw patterns have been proposed in the past, including alternate pedicle screw insertion between the concave and convex sides with bilateral pedicle screws placed at the proximal, apical, and distal levels¹⁹. Other authors proposed to skip pedicles screws in the periapical zones⁸ or to place bilateral screw fixation at the upper instrumented and lower instrumented vertebrae and bilateral screws at the apex with one screw each at its adjacent levels^{22,34}. The optimal pedicle screw configuration strategy and placement for skipped fixation remain unclear (Figure 3-3). This study is a first attempt to answer this question by providing a nomenclature categorizing functional regions on the instrumented spine and analyzing its effect on curve correction in a large multicenter database of patients with Lenke 1 curve patterns. Biomechanical studies should be carried out to investigate the effects of screw distribution and delineate the adequate proportion of screws that should be implanted to achieve an efficient and stable construct.

Our study had several limitations. One limitation of the study is that it only looked at curve correction as an outcome measure. Further studies should investigate the effect of implant density on health related quality of life outcomes, as the ultimate goal of a surgical strategy is a better quality of life for patients. Due to the available data, we only considered curve correction in the coronal and sagittal planes and did not consider rotational deformities. With the advances in 3D correction techniques, direct vertebral maneuvers have been developed to correct the rotational deformity and potentially the rib hump. These techniques traditionally require a high screw density construct to optimize segmental control of the spine³⁵. We included all Lenke 1 curve types, and

it is possible that for some of the 1C types, surgeons did not aim for maximal correction. The weak correlations reported in this study may be due to the multiple factors involved in curve correction, such as the extent of surgical releases, the correction techniques, instrumentation and rod contour. Other studies should be performed to comprehensively address such parameters. Moreover, dividing the cohort based on sagittal kyphosis lowered the number of cases for regression analysis, hence decreasing the power to find significant associations particularly for the hyperkyphosis group. Further limitations include that data was contributed by a variety of surgeons from multiple practice settings. Some of the curves in the series had quite small magnitude but were included since this multicenter database is presumably representative of clinical practice. This broad sample size encompasses a variety of practice settings and surgical techniques. On the other hand, surgeons involved in the study group may have substantial expertise in spine deformity correction and are more likely to embrace the latest techniques. This may explain the relative higher implant concentration in our cohort than in other studies¹⁷. Thus, this study may have incomplete assessment of other techniques that use very low implant density constructs. However, the focus of the study was not on the efficacy of low/high density constructs, but on the role of the distribution of implants on the correction. The implant density reported in this study ranged from 1.08 to 2 with an average of 1.66 screw per instrumented level. Therefore, the lower density constructs were captured, and the fact that more or less screws were used should not affect the conclusion of the study.

In summary, this study describes a nomenclature to define regions of Lenke 1 curve patterns and facilitate study of implant distribution. Significant variability exists in implant distribution for the treatment of Lenke 1 curve patterns. Greatest variation was seen on the convex side of the curvature. Screw density was found to be highest at the ends of the construct and lowest in the periapical convex regions. Overall implant density had a weak association with percent curve correction. Only instrumentation at the concave side and in particular at the apical concavity was associated with curve correction. This suggests that for a low implant density construct the best regions for planned screw dropout may be in the periapical convexity. Understanding the impact of implant distribution on scoliosis correction is necessary to develop a rationale strategy for implant placement to optimize the efficiency and clinical results of AIS surgery.

Acknowledgements

The MIMO (Minimize Implants, Maximize Outcomes) study group. This study was financially supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (industrial research chair of Canada with Medtronic) and a SpineCare grant from the Orthopedic Research and Education Foundation.

3.2.6 References

1. Lenke LG, Kuklo TR, Ondra S, et al. Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine (Phila Pa 1976)* 2008;33:1051-4.
2. Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999;24:2607-16.
3. Suk SI, Lee CK, Kim WJ, et al. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995;20:1399-405.
4. Kuklo TR, Potter BK, Lenke LG, et al. Surgical revision rates of hooks versus hybrid versus screws versus combined anteroposterior spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007;32:2258-64.
5. Dobbs MB, Lenke LG, Kim YJ, et al. Selective posterior thoracic fusions for adolescent idiopathic scoliosis: comparison of hooks versus pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;31:2400-4.
6. Suk SI, Lee CK, Min HJ, et al. Comparison of Cotrel-Dubousset pedicle screws and hooks in the treatment of idiopathic scoliosis. *Int Orthop* 1994;18:341-6.
7. Quan GM, Gibson MJ. Correction of main thoracic adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does higher implant density improve correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 2010;35:562-7.
8. Bharucha NJ, Lonner BS, Auerbach JD, et al. Low-density versus high-density thoracic pedicle screw constructs in adolescent idiopathic scoliosis: do more screws lead to a better outcome? *Spine J* 2012.

9. Deviren V, Acaroglu E, Lee J, et al. Pedicle screw fixation of the thoracic spine: an in vitro biomechanical study on different configurations. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005;30:2530-7.
10. Suk SI, Kim WJ, Lee SM, et al. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? *Spine (Phila Pa 1976)* 2001;26:2049-57.
11. Lonstein JE, Denis F, Perra JH, et al. Complications associated with pedicle screws. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:1519-28.
12. Ul Haque M, Shufflebarger HL, O'Brien M, et al. Radiation exposure during pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis: is fluoroscopy safe? *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;31:2516-20.
13. Roach JW, Mehlman CT, Sanders JO. "Does the outcome of adolescent idiopathic scoliosis surgery justify the rising cost of the procedures?". *J Pediatr Orthop* 2011;31:S77-80.
14. Gebhart S, Alton TB, Bompadre V, et al. Do anchor density or pedicle screw density correlate with short-term outcome measures in adolescent idiopathic scoliosis surgery? *Spine (Phila Pa 1976)* 2014;39:E104-10.
15. Clements DH, Betz RR, Newton PO, et al. Correlation of scoliosis curve correction with the number and type of fixation anchors. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009;34:2147-50.
16. Yang S, Jones-Quaidoo SM, Eager M, et al. Right adolescent idiopathic thoracic curve (Lenke 1 A and B): does cost of instrumentation and implant density improve radiographic and cosmetic parameters? *Eur Spine J* 2011;20:1039-47.
17. Larson AN, Aubin CE, Polly DW, et al. Are More Screws Better? A Systematic Review of Anchor Density and Curve Correction in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity* 2013;1:237-47.
18. Chen J, Yang C, Ran B, et al. Correction of Lenke 5 Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Pedicle Screw Instrumentation: Does Implant Density Influence the Correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 2013.
19. Hwang CJ, Lee CK, Chang BS, et al. Minimum 5-year follow-up results of skipped pedicle screw fixation for flexible idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine* 2011;15:146-50.

20. Li M, Shen Y, Fang X, et al. Coronal and sagittal plane correction in patients with Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of consecutive versus interval pedicle screw placement. *J Spinal Disord Tech* 2009;22:251-6.
21. Min K, Sdzuy C, Farshad M. Posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis with pedicle screw instrumentation: results of 48 patients with minimal 10-year follow-up. *European Spine Journal* 2012;1-10.
22. Samartzis D, Natarajan D, Kwan K, et al. Pedicle Screw Fixation Strategies of the Thoracic Curve in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Journal Meeting Abstracts: LWW*, 2010:85.
23. Takahashi J, Ikegami S, Kuraishi S, et al. Skip pedicle screw fixation combined with Ponte osteotomy for adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2014;23:2689-95.
24. Asher MA, Cook LT. The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995;20:1386-91.
25. Parent S, Labelle H, Skalli W, et al. Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004;29:239-48.
26. Larson AN, Santos ER, Polly DW, Jr., et al. Pediatric pedicle screw placement using intraoperative computed tomography and 3-dimensional image-guided navigation. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012;37:E188-94.
27. Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2007;16:57-64.
28. Majdouline Y, Aubin CE, Robitaille M, et al. Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 2007;27:775-81.
29. Robitaille M, Aubin CE, Labelle H. Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2007;16:1604-14.
30. Sanders JO, Diab M, Richards SB, et al. Fixation points within the main thoracic curve: does more instrumentation produce greater curve correction and improved results? *Spine (Phila Pa 1976)* 2011;36:E1402-6.

31. Wang X, Aubin CE, Robitaille I, et al. Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J 2011.
32. Wang X, Aubin CE, Coleman J, et al. Correction Capability in the 3 Anatomical Planes of Different Pedicle Screw Designs in Scoliosis Instrumentation. J Spinal Disord Tech 2014.
33. Wang X, Aubin CE, Labelle H, et al. Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment. Spine (Phila Pa 1976) 2012;37:E1479-87.
34. Gotfryd AO, Avanzi O. Randomized Clinical Study on Surgical Techniques With Different Pedicle Screw Densities in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Types Lenke 1A and 1B. Spine Deformity 2013;1:272-9.
35. Lee SM, Suk SI, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976) 2004;29:343-9.

3.2.7 Figures and tables

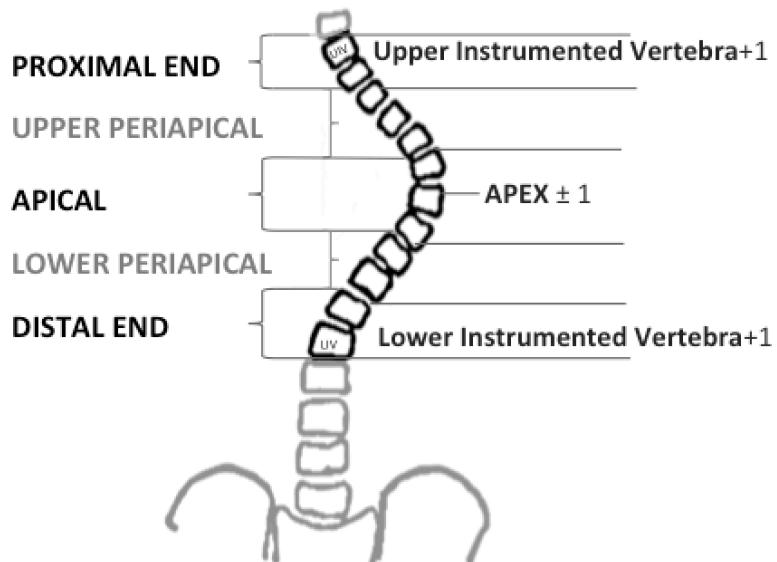


Figure 3-1: Division of the instrumented levels of a Lenke 1 curve pattern into five functional regions to report screw distribution

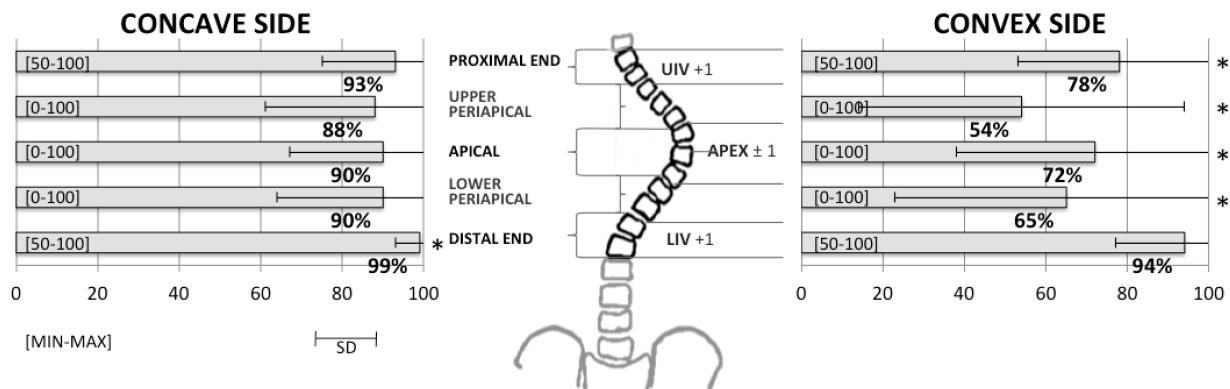


Figure 3-2 : Percentage of available pedicles filled on five regions for the concave and convex sides of the instrumented spine. * Indicates a statistically significant difference in the percentage of the pedicle filled compared to other regions ($p<0.05$).

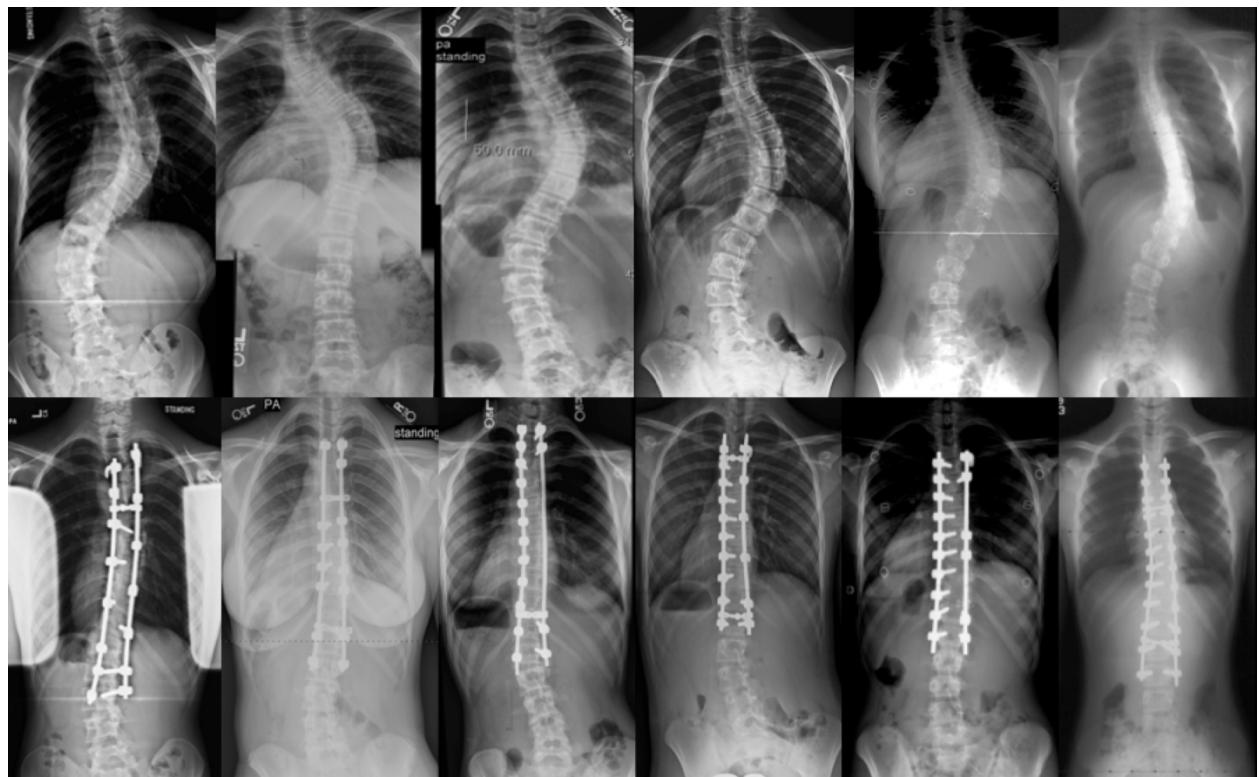


Figure 3-3 : Different implant distribution used for the treatment of Lenke 1 curve pattern.

Tableau 3-1 : Summary of demographic and radiographic data of patients

Variable	Mean (\pm SD)	Range
Age at surgery (year)	14.8 (2.4)	8 to 23
Gender (M/F)	M:54 / F:225	
Side of the curve (L/R)	L:13 / R:266	
Preop Cobb angle (deg)	55 (11)	27 to 91
Preoperative curve flexibility (%)	49 (20)	0 to 100
Last FU Cobb angle (deg)	17 (9)*	0 to 45
Implant density	1.66 (0.27)	1.08 to 2
Number of fused levels	10.5 (1.6)	7 to 15

*Indicates a statistically significant preoperative and postoperative difference (P<0.05).

Tableau 3-2 : Summary of radiographic data measured for the three sagittal kyphosis groups

Variable	HypoKyphosis group n=128		NormoKyphosis group n=125		HyperKyphosis group n=26	
	Mean (\pm SD)	Range	Mean (\pm SD)	Range	Mean (\pm SD)	Range
Preop sagittal kyphosis (deg)	12 (7)	-10 to 20	29 (6)	21 to 40	50 (9)	41 to 73
Last FU sagittal kyphosis (deg)	25 (11)*	2 to 53	33 (11)*	3 to 70	38 (13)*	13 to 66
Preop Cobb angle (deg)	54 (9)	27 to 86	54 (11)	27 to 91	61 (13)	42 to 90
Flexibility (%)	50 (21)	0 to 100	49 (21)	6 to 100	45 (16)	21 to 93
Last FU Cobb angle (deg)	16 (9)*	0 to 43	18 (9)*	2 to 45	17 (9)*	0 to 35
Implant density	1.64(0.25)	1.08 to 2	1.67(0.28)	1.08 to 2	1.66 (0.26)	1.10 to 2
Number of fused levels	10.5 (1.5)	7 to 15	10.4 (1.6)	7 to 14	11.6 (1.5)	8 to 14

*Indicates a statistically significant preoperative and postoperative difference (P<0.05).

CHAPITRE 4 RÔLE DES IMPLANTS LORS DE LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE

4.1 Situation et résumé de l'article #2

Ce deuxième article, intitulé « Role of anchor points and implant pattern design for specific correction maneuvers in thoracic adolescent idiopathic scoliosis », a été soumis à la revue *European Spine Journal* (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 2.066) le 24 janvier 2016. Cette étude a été initiée par des échanges avec la principale investigatrice du MIMO study group et chirurgienne Dr. A. Noelle Larson afin de définir sa stratégie d'instrumentation. Ces échanges ayant suscités beaucoup d'intérêt et de questionnements, il a été proposé aux autres chirurgiens du MIMO study group de se prêter à cet exercice. L'objectif spécifique de ce deuxième article était d'une part d'analyser la fonction des implants le long de l'instrumentation dans le processus d'exécution des manœuvres de correction et d'autre part d'évaluer l'effet de la densité des configurations d'implants sur les techniques de correction, soit l'objectif O1a du projet doctoral. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. 17 chirurgiens expérimentés (en moyenne 21 années d'expérience) en scoliose pratiquant en Amérique du Nord ont répondu à un questionnaire. Il leur a été demandé de fournir un plan chirurgical pour 5 cas de scoliose de type Lenke 1 (Figure 4-1) détaillant la configuration d'implants qu'ils préféreraient utiliser, les manœuvres de correction exécutées et les implants nécessaires pour leur exécution (Figure 4-2). Pour chaque cas, il leur a été demandé de fournir un deuxième plan chirurgical avec la configuration d'implants comportant le nombre d'implants minimal qu'ils seraient prêts à utiliser. Enfin, pour chacun des cas, il leur a été demandé de sélectionner parmi sept configurations d'implants issues de la littérature, celles qu'ils jugeraient acceptables pour traitement chirurgical. Un exemple de plans chirurgicaux remis par un chirurgien est présenté à l'annexe A. Un test non paramétrique apparié de Wilcoxon a été utilisé pour comparer les densités d'implants utilisées pour les différents cas. La distribution non gaussienne des données a justifié l'utilisation d'un test non paramétrique et le fait que les chirurgiens planifient la chirurgie des mêmes patients a justifié le caractère apparié du test. Un test de Mc Nemar a été utilisé pour évaluer les changements de techniques de correction entre les configurations d'implants préférées

et celles à densité minimale. Ce test est adapté, car il permet d'évaluer les changements de proportion (utilisation d'une manœuvre) pour des données catégoriques (oui ou non) appariées (configuration d'instrumentation préférée vs minimale). Enfin, la mesure du Kappa de Fleiss a été utilisée pour évaluer la fiabilité de l'accord entre les chirurgiens sur les configurations d'implants jugées acceptables pour le traitement de la scoliose. Le Kappa de Fleiss est indiqué pour des notations catégoriques (acceptable vs non acceptable) de plusieurs évaluateurs (chirurgiens).

Le plan chirurgical préféré comptait en moyenne 1.65 implant par vertèbre (Figure 4-3). 88% des points d'ancrage potentiel étaient utilisés pour l'exécution de manœuvres de correction dans la région apicale, mais seulement 43% dans les régions périapicales proximales et distales (Figure 4-4). Le plan chirurgical alternatif qui comptait une moyenne de 1.24 implant par vertèbre, impliquait davantage de cintrage *in situ* (53 vs. 41%), mais moins de manœuvres de dérotation vertébrale (82 vs. 96%) et moins d'implants utilisés pour l'exécution de manœuvre de compression/distraction (en moyenne 1.18 implant en moins pour la compression et 1.42 implant en moins pour la distraction). Des configurations d'implants proposées pour le traitement chirurgical, seuls les placements « bilatéral segmentaire », « alterné », et non instrumenté dans les régions périapicales convexes étaient considérés acceptable par les chirurgiens (>70% d'accord parmi les chirurgiens)(Figure 4-5).

Ne pas instrumenter les pédicules dans la convexité de la courbure et en particulier dans les régions péri-apicales est globalement accepté par les chirurgiens et n'affecte que très peu leur technique de correction. La réduction de la densité d'implants implique des ajustements de techniques de correction, dont les conséquences en terme de correction 3D devraient être investiguées.

4.2 Article #2: Role of anchor points and implant pattern design for specific correction maneuvers in thoracic adolescent idiopathic scoliosis

Franck Le Naveaux¹⁻² B.Eng., A. Noelle Larson, MD³, Hubert Labelle, MD², Carl-Eric Aubin, Ph.D, P.Eng.¹⁻², Minimize Implants Maximize Outcomes Study Group

1. Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Downtown Station

Montreal (Quebec)

H3C 3A7 CANADA

2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center

3175, Cote Sainte-Catherine Road

Montreal (Quebec)

H3T 1C5 CANADA

3. Mayo Clinic

200 1st Street SW

Rochester, MN

55902 USA

4.2.1 Abstract

Purpose. More implants are thought to provide increased control on the scoliotic spine, but there is limited scientific evidence of improved deformity correction and surgical outcomes with high-density constructs. The objective is to assess key anchor points used by experienced spinal deformity surgeons to execute specific correction maneuvers and to evaluate the effect of implant density pattern on correction techniques.

Methods. 17 experienced spine surgeons provided their preferred posterior correction technique (implant pattern, correction maneuvers and implants used for their execution) and an alternative technique with the minimal implant density they felt acceptable for 5 Lenke 1 AIS cases. Additionally, for each case, they selected acceptable screw patterns for surgery from 7 published implant configurations. Variability in the surgeons' plans was assessed, including instrumentation and correction strategies.

Results. The preferred correction planning involved an average of 1.65 implants/vertebra, with 88% of the available anchor points at the apex ± 1 vertebra used for the execution of correction maneuvers and only 43% of possible anchor points used proximal and distal to the apical area. Alternative minimal density planning (1.24 implant/vertebra) involved more in situ rod contouring (53 vs. 41%), fewer vertebral derotation maneuvers (82 vs. 96%) and fewer implants used for compression/distraction maneuvers (1.18 and 1.42 respectively) ($p<0.05$). Implant placement at alternate levels or dropout of convex implants above and below apical area were considered acceptable (>70% agreement).

Conclusion. Implant dropout in the convexity and particularly in the periapical regions is accepted by surgeons, with minor influence on correction maneuver planning. Changes in implant density and pattern resulted in adjustments of correction maneuvers, which requires further investigation to determine the clinical impact.

Keywords. adolescent idiopathic scoliosis, implant density, implant pattern, surgery planning, correction maneuvers

4.2.2 Introduction

Pedicle screw instrumentation is now widely used and has led to improved correction techniques for the treatment of complex spinal deformities compared to hook only or hybrid constructs [1–3]. As surgeons have become more familiar with insertion techniques, many surgeons use higher implant density constructs, or more screws per level fused [4]. High pedicle screw density is thought to allow for enhanced capacity to perform sophisticated maneuvers to correct 3D spinal deformities [5]. However, there is limited evidence that high-density pedicle screw constructs result in improved deformity correction and surgical outcomes [6, 7]. Moreover, a high-density construct has potential drawbacks such as exaggerated lordosis, increased surgical time, blood loss, radiation exposure and expense [8–12]. Given these considerations, constructs with fewer pedicle screws, if proven safe and clinically equivalent, would improve surgical outcomes and value.

Among experienced spine surgeons, there is significant variability of acceptable implant density and patterns, reflecting a lack of consensus about optimal screw density [13]. Several patterns with varying anchor distributions over the fused segment have been proposed in the literature as alternatives to fully instrumented constructs [7, 14–18]. However, the number and location of anchor points dictate which correction maneuvers can be used, and not all implant patterns are readily compatible with contemporary correction techniques. With optimized correction maneuvers linked to the specific screw pattern, it may be possible to obtain adequate correction results using fewer screws. Thus, identification of key anchor points necessary for specific corrective maneuvers could be the basis for rational implant pattern design and the justification for possible screw drop out. Unfortunately, little work has been completed on this topic to date.

Thus, the purpose of this study was to assess the anchor points used by experienced spinal deformity surgeons to execute each specific correction maneuver. Further, we sought to determine how the surgeon's technique to deformity correction changed after switching to a low implant density construct.

4.2.3 Materials and methods

Study population

Seventeen experienced spine surgeons practicing in North America agreed to participate in this study. Mean years of experience for the surgeons was 21 (range, 5–40 years). All surgeons were

given the de-identified cases in a similar fashion. Institutional review board approval was not required for this study. Each surgeon independently reviewed and completed detailed surgical plans for five Lenke 1 AIS cases of patients who were candidates for posterior surgical fusion. The choice of these patients represented a variety of curve magnitudes and stiffness for a primary main thoracic right curve pattern, which is the most common spinal deformity in AIS [19]. Three patients with Lenke 1A, one with Lenke 1B, and one with Lenke 1C were selected (Figure 4-1). Main thoracic curve Cobb angle ranged from 48° to 66° (Tableau 4-1). Preoperative curve flexibility assessed on bending films ranged from 27% to 73%. Thoracic kyphosis (T5-T12) ranged from 9° to 25° and apical vertebral rotation from 16° to 23°.

Survey

For each case, surgeons were provided with preoperative standing posteroanterior, lateral and supine side bending radiographs with Cobb angles measurements reported for each curve. The survey was divided into three parts:

Part 1. Using worksheets with posteroanterior projections of 3D reconstructed models of the patients' spine with predetermined fusion levels (Figure 4-2), surgeons were required to provide their operative plan including implant placement. They were then asked to select the correction maneuvers they would perform from a list of common techniques used for the treatment of AIS: Ponte osteotomy, rod derotation, compression, distraction, segmental vertebral derotation, en bloc vertebral derotation, and *in situ* contouring. They also had the possibility to specify any other correction maneuver they would use. For each specific maneuver, they had to identify the vertebral level and anchor points used.

Part 2. Surgeons were then asked to repeat the operative planning survey on an identical worksheet using the minimum number of implants that they would find acceptable for treatment.

Part 3. Surgeons were asked to select implant patterns they would find acceptable for surgical instrumentation for each case from a list of seven implant patterns reported in the literature. The implant patterns consisted of: an apical key vertebra construct with both the two proximal and distal vertebrae instrumented as well as the convex pedicle of the apical vertebra and the two concave pedicles of the periapical vertebrae [7, 16, 17]; a convex minimal construct with the concave side fully instrumented and only four implants in the convexity on the two proximal and the two distal vertebrae [18]; periapical drop-out constructs with vertebra other than the two proximal, two distal

and three apical left non-instrumented either on both sides or on convex side only [14]; alternate constructs with implant on every other vertebra on both sides or on the convex side only [7, 15]; a fully instrumented construct with screw placed bilaterally on every segment.

Data analysis

All surgical plans were reviewed and analyzed to build a detailed implant map, including which implants were involved in the execution of each maneuver. In order to facilitate comparison and consistency between cases, we defined a standardized nomenclature to assess the distribution of screws across the levels fused and the location of specific maneuvers execution. The implant construct was divided into five regions based on the apex of the curve and the extent of the fusion. The proximal region was defined as the upper instrumented vertebra (UIV) and one level caudad, and the distal region was defined as the lowest instrumented vertebrae (LIV) and one level cephalad. The apical region includes the apical vertebra and its two adjacent vertebrae. Finally, two other regions composed of remaining vertebrae were established as the upper and lower periapical regions. Percentage of cases that each instrumentation pattern was considered acceptable by surgeons was computed.

Statistical analysis

All data were analyzed using STATISTICA V10 computer software (StatSoft Inc, Tulsa OK, United States). The difference of densities used between cases and surgeons was evaluated with an analysis of variance (ANOVA one-way). A non-parametric Wilcoxon matched pairs test was performed to evaluate differences in implant density between sides of the curve and between regions of the constructs. A McNemar test was used to evaluate changes in correction technique between surgeons' preferred planning and the alternate planning with a lower implant density construct. Fleiss' Kappa was used to assess the reliability of agreement among surgeons about which implant patterns were acceptable for treatment. A power analysis was performed. The sample size of required operative plans was calculated taking into consideration 10% change in maneuver execution proportion with a confidence level of 95% and was set to ≥ 150 plans (15 surgeons \times 5 patients \times 2 operative plans). A p-value less than 0.05 was considered statistically significant.

4.2.4 Results

Surgeons completed two plans for each of the 5 cases. Thus, a total of 170 surgical plans were developed, 85 using the surgeon's preferred density and 85 using minimal acceptable implant density. The surgeons' preferred operative plans used an average of 1.65 implants per vertebra (SD 0.25, range 1 to 2) compared to 1.24 (SD 0.21, range 0.85 to 1.82) for the minimal acceptable implant density constructs. Implant density selection was similar for the five cases ($p>0.05$) but varied significantly among the surgeons ($p<0.01$ for both scenario). The surgeon with the highest density construct selected an average of 2 implants per vertebra for the preferred correction technique and 1.73 for the minimal density technique. In contrast, the surgeon using the fewest number of implants selected an average of 1.31 implants per vertebra for the preferred correction technique and 1.17 for the alternative technique. The surgeon with the greatest acceptable range of implant density selected an average of 2 implants per vertebra for his preferred correction technique and 1.05 for his alternative technique. Implant distribution was reported as the mean percentage of pedicles filled at each region of the instrumented spine for both the concave and convex sides of the curvature (Figure 4-3). Surgeons' operative plans involved a greater implant density on the concave side with a mean of 88% of available pedicles filled (SD 13%, range 54 to 100%) in contrast to a 77% mean (SD 15%, range 46 to 100%) on the convex side ($P<0.01$). For the minimal implant density techniques, a mean of 67% (SD 15%, 46 to 100%) available pedicles were filled on the concave side and a mean of 58% (SD 9%, 38 to 82%) on the convex side ($P<0.01$). Screw dropout between the two techniques was most commonly found in the concave lower periapical region with a mean decrease of 38% of pedicle filled ($p<0.01$). Screw drop-out was similar in the other apical and periapical regions ($p>0.05$) with on average 24% fewer pedicles filled. Screw drop-out was less common in the proximal and distal regions.

For the preferred scenario, 70% of the available implants were used to perform specific correction maneuvers, while 64% of available implants were used in the minimal density scenario ($p<0.05$). A detailed map of anchor points necessary for the execution of compression, distraction or derotation maneuvers was computed for each surgical plan. At each region of the instrumented spine, the mean percentage of pedicles used as anchor points for the execution of correction maneuvers was summarized (Figure 4-4). The apical region had the highest rate of pedicles used for correction maneuvers ($p<0.01$ for both scenario) with 88% of apical pedicles were used in the preferred planning, and 58% in the minimal.

The effect of implant density on selected correction technique was then assessed. The only additional correction maneuver provided by surgeons was differential rod contouring, which does not require the use of specific anchor points. Utilization rate of each correction maneuver for the 170 surgical plans was calculated for both the preferred and minimal implant density constructs (Tableau 4-2). Lower-density constructs involved a significant decrease in the use of vertebral derotation maneuvers but an increase in the in situ rod contouring (both $p<0.01$). Interestingly, there was no reported increased rate of Ponte osteotomies in the minimal implant density group.

Compression maneuvers were executed through an average of 6.69 implants for the preferred technique and 5.51 implants for the minimal implant density ($p<0.05$). Distraction was executed through an average of 8.12 implants for the preferred technique and 6.70 implants for the minimal implant density ($p<0.01$). For the preferred and minimal techniques, segmental derotation was executed on an average of 5.72 and 5.05 levels respectively, through an average of 1.95 and 1.76 implants per level (both $p<0.01$), whereas en bloc maneuvers were executed on an average of 3.90 and 3.53 levels through an average of 1.73 and 1.6 implants per level (both $p<0.01$).

Of the proposed screw patterns, level of acceptance for treatment by surgeons ranged from 28% to 88% (Figure 4-5). The Convex minimal and Apical key vertebrae constructs were considered to be acceptable less than 50% of the time. Fleiss' Kappa ranged from $K=-0.06$ to $K=0.03$ which demonstrates a poor agreement among surgeons about the acceptability for treatment of all implant patterns.

4.2.5 Discussion

There was significant variability in what surgeons considered an acceptable implant density for surgical planning of the same AIS cases. Some surgeons consistently used high-density constructs whereas others preferred low-density constructs. On average, surgeons selected 1.64 implants per vertebra for their preferred construct. Interestingly, De Kleuver et al. reported a consensus among international spine surgeons that less than 1.60 implant per vertebra is preferred for curves between 40 and 70° [1], which was the case for all five curve patterns in this study and less than our mean preferred construct for our surgeons. We reported that a mean of 1.25 implants per vertebra could be considered acceptable for treatment of moderate thoracic curve. Additionally, in our study, for 29% of the cases, surgeons would have considered a fully instrumented construct not acceptable for treatment, which reinforces the premise that the maximal instrumentation might not represent

the optimal option. Not every surgeon, however, was willing to alter their technique by decreasing the number of screws used.

Curve correction depends not only on implant density but also on implant distribution and the corrective maneuvers used. However, there are few studies in the literature addressing appropriate selection of implant pattern [20, 21]. With low-density constructs, a key topic is how the screws should be distributed across the spine. We found an important variability of implants distribution among surgeons, especially in the periapical region where the instrumentation rate was the lowest. Of seven screw patterns proposed in the literature, there was only a poor agreement among all surgeons about what implant pattern was acceptable or not for treatment. We reported a general acceptance among surgeons (considered acceptable in > 70% of the cases) for four of them. They consisted of an alternate placement of implants on both sides or on the convex side only or skipping implants in the periapical convexity. Some patterns, such as convex minimal and apical key vertebra were less selected by surgeons despite proving comparable scoliosis correction and patient satisfaction than high-density constructs [7, 18], perhaps because they might not be compatible with surgeons' contemporary correction techniques. We analyzed the anchor points necessary for specific correction maneuver execution. While implants maneuvers were executed all along the construct, only a high-density of implant in the apical region was required to perform specific maneuvers compared to other regions.

Several studies have investigated the effect of implant density on deformity correction [6]. While a debate still exists regarding appropriate implant density, many studies have compared surgical outcomes between high and low-density constructs and provided good evidence in favor of reduced implant density [14, 16, 22, 23]. Correction techniques used for different implant density constructs were not reported, making impossible to assess what specific changes lead to different surgical results. We investigated the effect of reducing the number of implants on reported correction techniques to better understand the role of implant density in executing correction maneuvers. Decreasing the number of implants resulted in an increased use of in situ rod bending but decreased vertebral derotation maneuvers and amount of compression/distraction. Such changes could significantly impact the correction, which should be further investigated. It also highlights the importance of reporting and describing correction technique when comparing implant patterns as surgical results may depend not only on the number implants used, but on the distribution of implants, stiffness of the curve, and the forces applied through specific correction maneuvers.

With implant pattern selection influencing correction techniques, it raises the question of what is the optimal combination to restore normal spinal anatomy. We noted that fewer levels and implants were used for en bloc compared to segmental derotation techniques. Hwang et al. found no difference in outcomes when comparing both techniques [24]. Although surgeons should adopt the derotation technique with which he or she is most comfortable, en bloc derotation has the advantage of requiring less instrumentation to be performed.

The choice of implant distribution can also be guided by the capacity to share the forces during the execution of those maneuvers, and to obtain adequate post-operative stability of the construct. Biomechanical studies demonstrated that there could be downsides to using too many implants. Instead of distributing stress, numerous implants can overconstrain the construct given the limited degrees of freedom between the vertebrae and the instrumentation, thus limiting the optimal efficacy for maneuver execution and deformities correction [25]. Additionally, Deriven et al. demonstrated that the addition of pedicle screws incrementally increased post-operative stability and that a simple construct with only pedicle screws placed bilaterally on the upper and lower instrumented vertebra could provide adequate post-operative stability [26].

Several limitations of this study must be considered. First, surgeons provided their surgical plans through a worksheet which may not correspond to the reality of the operating room, where the surgeons can change their preoperative planning technique depending on the progress of the surgery. Moreover, the correction process is composed of a multitude of maneuvers, and by providing only the main steps of their correction techniques, surgeons may not have exactly described the sequence of maneuvers. We could not assess changes in the way surgeon execute maneuvers and evaluate whether decreasing the number of implants would lead to more force exerted on the implants. In order to facilitate comparison and consistency between cases, the selection of fused levels was set a priori by an independent surgeon. Important variability in the choice of fused levels has been previously reported [27], and correction techniques provided here might have been different if each surgeon had the liberty to select fusion levels. Similarly, we did not evaluate other factors, including rod material, rod contouring technique and type of screws used, which can play a role in the correction process [28]. Finally, we reported an important variety of instrumentation configurations that can be considered acceptable for treatment which does illustrate the lack of consensus in how to instrument this type of AIS. The reported instrumentation strategies do not necessarily represent the best way to manage AIS patients. Evaluation in clinical

practice is necessary to delineate what is the optimal strategy. This study draws attention to practice variability, which is a first step toward practice convergence. Further studies should investigate the cost-effectiveness of implant pattern and their effect on health related quality of life outcomes, as the ultimate goal of a surgical strategy is improved quality of life for patients. Despite these limitations, the design of the study allowed us to evaluate the function of implants in the correction process in order to understand the role of implant density on correction. We captured the complexity of clinical reasoning and the interdependency between instrumentation strategy and correction techniques which has to be taken into account in order to rationalize implant pattern design.

4.2.6 Conclusion

Significant variability of implant density, implant distribution, and maneuver execution exists between surgeons when planning surgery for the same AIS patients. Pedicle screws dropout in the convexity, particularly in the periapical regions, is globally accepted by surgeons and thought to have less potential to compromise execution of correction maneuvers. Implant density selection resulted in adjustments to the surgeons' correction technique. Clinical and biomechanical studies are needed to evaluate the impact of such changes, as the optimal correction technique and implant pattern have yet to be determined.

Acknowledgments

We are grateful to the 17 spine surgeons for contributing their surgical pattern design and to the MIMO (Minimize Implants, Maximize Outcomes) Study Group. This study was financially supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (industrial research chair with Medtronic of Canada) and the MIMO Study Group is supported by the Orthopedic Research and Education Foundation.

4.2.7 References

1. de Kleuver M, Lewis SJ, Germscheid NM, et al. (2014) Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *Eur Spine J* 23:2603–18. doi: 10.1007/s00586-014-3356-1
2. Lenke LG, Kuklo TR, Ondra S, Polly Jr. DW (2008) Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine (Phila Pa 1976)* 33:1051–1054. doi: 10.1097/BRS.0b013e31816f2865
3. Kim YJ, Lenke LG, Cho SK, et al. (2004) Comparative Analysis of Pedicle Screw Versus Hook Instrumentation in Posterior Spinal Fusion of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 29:2040–2048.
4. Quan GM, Gibson MJ (2010) Correction of main thoracic adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does higher implant density improve correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 35:562–567. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b4af34
5. Suk SI, Lee CK, Kim WJ, et al. (1995) Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 20:1399–1405.
6. Larson AN, Aubin C-E, Polly DW, et al. (2013) Are More Screws Better? A Systematic Review of Anchor Density and Curve Correction in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deform* 1:237–247.
7. Gotfryd AO, Avanzi O (2013) Randomized Clinical Study on Surgical Techniques With Different Pedicle Screw Densities in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Types Lenke 1A and 1B. *Spine Deform* 1:272–279. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2013.05.004>
8. Suk SI, Kim WJ, Lee SM, et al. (2001) Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? *Spine (Phila Pa 1976)* 26:2049–2057.
9. Clements DH, Betz RR, Newton PO, et al. (2009) Correlation of scoliosis curve correction with the number and type of fixation anchors. *Spine (Phila Pa 1976)* 34:2147–2150. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181adb35d

10. Roach JW, Mehlman CT, Sanders JO (2011) "Does the outcome of adolescent idiopathic scoliosis surgery justify the rising cost of the procedures?" *J Pediatr Orthop* 31:S77–80. doi: 10.1097/BPO.0b013e3181f73bfd
11. Ul Haque M, Shufflebarger HL, O'Brien M, Macagno A (2006) Radiation exposure during pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis: is fluoroscopy safe? *Spine (Phila Pa 1976)* 31:2516–2520. doi: 10.1097/01.brs.0000238675.91612.2f
12. Lonstein JE, Denis F, Perra JH, et al. (1999) Complications associated with pedicle screws. *J Bone Jt Surg Am* 81:1519–1528.
13. Aubin CE, Larson AN, Le navéaux F, et al. (2012) Active SRS members demonstrate huge variation in implant density when planning routine adolescent idiopathic scoliosis constructs. In: *Scoliosis Res. Soc. 47th Annu. Meet. course*. Chicago, USA, p 140
14. Bharucha NJ, Lonner BS, Auerbach JD, et al. (2012) Low-density versus high-density thoracic pedicle screw constructs in adolescent idiopathic scoliosis: do more screws lead to a better outcome? *Spine J.* doi: 10.1016/j.spinee.2012.05.029
15. Li M, Shen Y, Fang X, et al. (2009) Coronal and sagittal plane correction in patients with Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of consecutive versus interval pedicle screw placement. *J Spinal Disord Tech* 22:251–256. doi: 10.1097/BSD.0b013e3181884940
16. Min K, Sdzuy C, Farshad M (2012) Posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis with pedicle screw instrumentation: results of 48 patients with minimal 10-year follow-up. *Eur Spine J* 1–10. doi: 10.1007/s00586-012-2533-3
17. Li J, Cheung KM, Samartzis D, et al. (2014) Key -vertebral screws strategy for main thoracic curve correction in patients with adolescent idiopathic scoliosis [published online ahead of print July 29, 2014]. *J Spinal Disord Tech.* doi: 10.1097/ BSD.0000000000000129.
18. Tsirikos AI, Subramanian AS (2012) Posterior spinal arthrodesis for adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does a bilateral or unilateral screw technique affect surgical outcome? *J Bone Jt Surg Br* 94:1670–1677. doi: 10.1302/0301-620x.94b12.29403
19. Lenke LG, Betz RR, Clements D, et al. (2002) Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis: does classification correlate with treatment? *Spine (Phila Pa 1976)* 27:604–611.

20. Larson AN, Lonner BS (2016) Comparative effectiveness of implant density. *Semin Spine Surg* 27:45–51. doi: 10.1053/j.semss.2015.01.010
21. Le Naveaux F, Aubin CE, Larson AN, et al. (2015) Implant distribution in surgically instrumented lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: does it affect curve correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 40:462–468. doi: 10.1097/brs.0000000000000793
22. Chen J, Yang C, Ran B, et al. (2013) Correction of Lenke 5 Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Pedicle Screw Instrumentation: Does Implant Density Influence the Correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 38(15):E946-51. doi: 10.1097/BRS.0b013e318297bfd4
23. Hwang CJ, Lee CK, Chang BS, et al. (2011) Minimum 5-year follow-up results of skipped pedicle screw fixation for flexible idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine* 15:146–150. doi: 10.3171/2011.4.SPINE10321
24. Hwang SW, Samdani AF, Cahill PJ (2012) The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine* 16:345–350. doi: 10.3171/2011.11.spine11277
25. Wang X, Aubin CE, Robitaille I, Labelle H (2011) Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 21:1082–90. doi: 10.1007/s00586-011-2089-7
26. Deviren V, Acaroglu E, Lee J, et al. (2005) Pedicle screw fixation of the thoracic spine: an in vitro biomechanical study on different configurations. *Spine (Phila Pa 1976)* 30:2530–2537.
27. Aubin CE, Labelle H, Ciolfan OC (2007) Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 16:57–64. doi: 10.1007/s00586-006-0063-6
28. Wang X, Aubin CE, Coleman J, Rawlinson J (2014) Correction Capability in the 3 Anatomical Planes of Different Pedicle Screw Designs in Scoliosis Instrumentation [published online ahead of print May 26, 2014]. *J Spinal Disord Tech.* doi: 10.1097/BSD.0000000000000082

4.2.8 Figures and tables

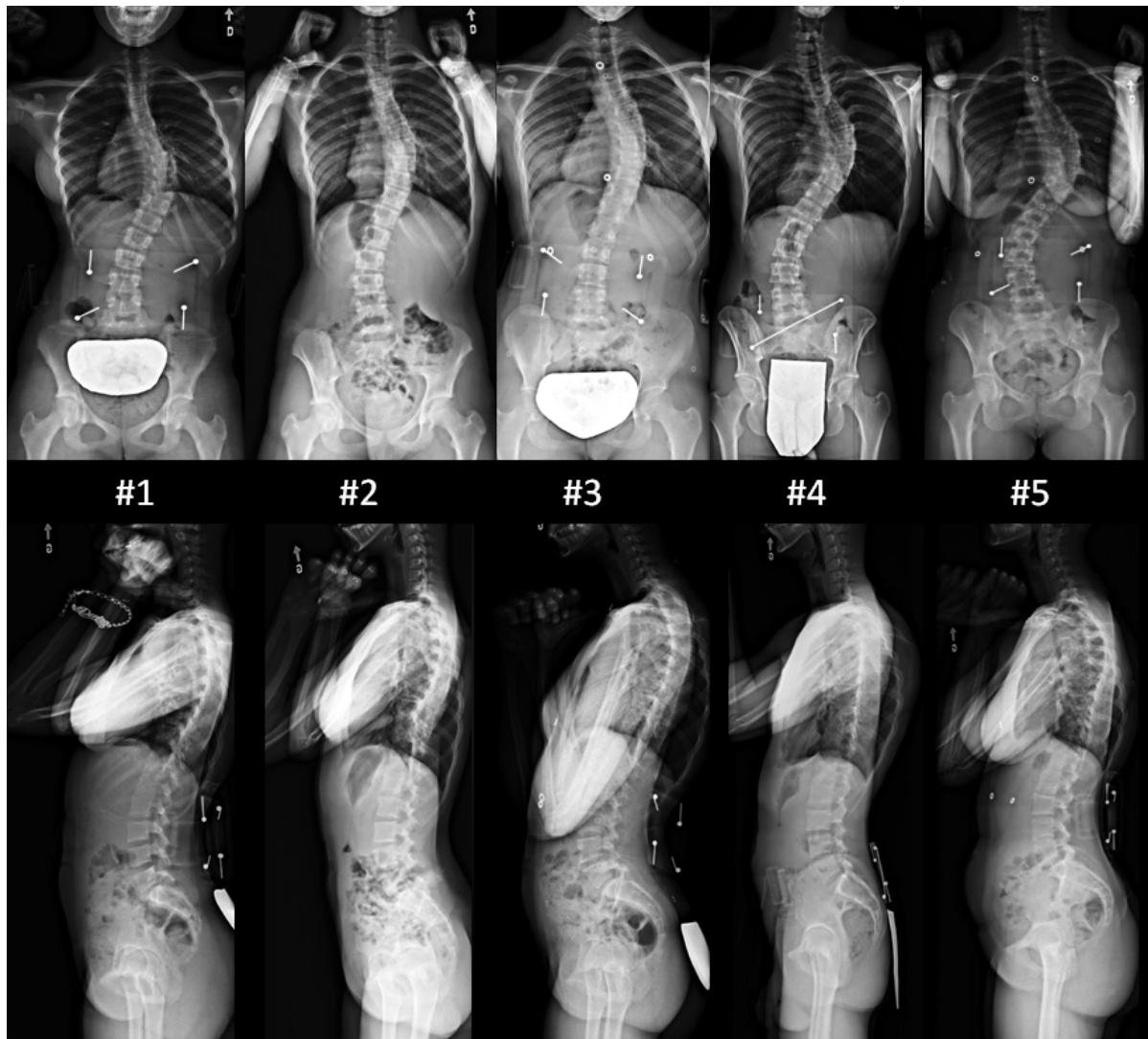


Figure 4-1 : Preoperative standing posteroanterior and lateral radiographs of the five cases

<p>① Identify (check) the pedicles to be instrumented for a T4-L1 fusion.</p>	<p>② Specify the correction maneuvers you would use (check) & provide the required details</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="background-color: black; color: white;">v</th> <th style="background-color: black; color: white;">CORRECTION MANEUVERS</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td style="text-align: right;"><i>Specify the levels</i></td> </tr> <tr> <td></td> <td>PONTE OSTEOTOMY</td> </tr> <tr> <td></td> <td>ROD DEROTATION <input type="checkbox"/> Concave rod <input type="checkbox"/> Convex rod</td> </tr> <tr> <td></td> <td>COMPRESSION <i>Specify the levels by drawing arrows on the figure beside</i></td> </tr> <tr> <td></td> <td>DISTRACTION <i>Specify the levels by drawing arrows on the figure beside</i></td> </tr> <tr> <td></td> <td>SEGMENTAL VERTEBRAL DEROTATION <i>Circle the levels to be derotated Label the base.</i> Base</td> </tr> <tr> <td></td> <td>EN BLOC VERTEBRAL DEROTATION <i>Circle the levels to be derotated En bloc</i></td> </tr> <tr> <td></td> <td>IN SITU ROD CONTOURING <i>Specify the levels</i></td> </tr> <tr> <td></td> <td>OTHER: <i>Specify</i></td> </tr> <tr> <td></td> <td>OTHER: <i>Specify</i></td> </tr> </tbody> </table>	v	CORRECTION MANEUVERS		<i>Specify the levels</i>		PONTE OSTEOTOMY		ROD DEROTATION <input type="checkbox"/> Concave rod <input type="checkbox"/> Convex rod		COMPRESSION <i>Specify the levels by drawing arrows on the figure beside</i>		DISTRACTION <i>Specify the levels by drawing arrows on the figure beside</i>		SEGMENTAL VERTEBRAL DEROTATION <i>Circle the levels to be derotated Label the base.</i> Base		EN BLOC VERTEBRAL DEROTATION <i>Circle the levels to be derotated En bloc</i>		IN SITU ROD CONTOURING <i>Specify the levels</i>		OTHER: <i>Specify</i>		OTHER: <i>Specify</i>
v	CORRECTION MANEUVERS																						
	<i>Specify the levels</i>																						
	PONTE OSTEOTOMY																						
	ROD DEROTATION <input type="checkbox"/> Concave rod <input type="checkbox"/> Convex rod																						
	COMPRESSION <i>Specify the levels by drawing arrows on the figure beside</i>																						
	DISTRACTION <i>Specify the levels by drawing arrows on the figure beside</i>																						
	SEGMENTAL VERTEBRAL DEROTATION <i>Circle the levels to be derotated Label the base.</i> Base																						
	EN BLOC VERTEBRAL DEROTATION <i>Circle the levels to be derotated En bloc</i>																						
	IN SITU ROD CONTOURING <i>Specify the levels</i>																						
	OTHER: <i>Specify</i>																						
	OTHER: <i>Specify</i>																						

Figure 4-2 : Worksheet used to identify implant distribution and correction maneuvers planned for the treatment of each patient (here, case 1)

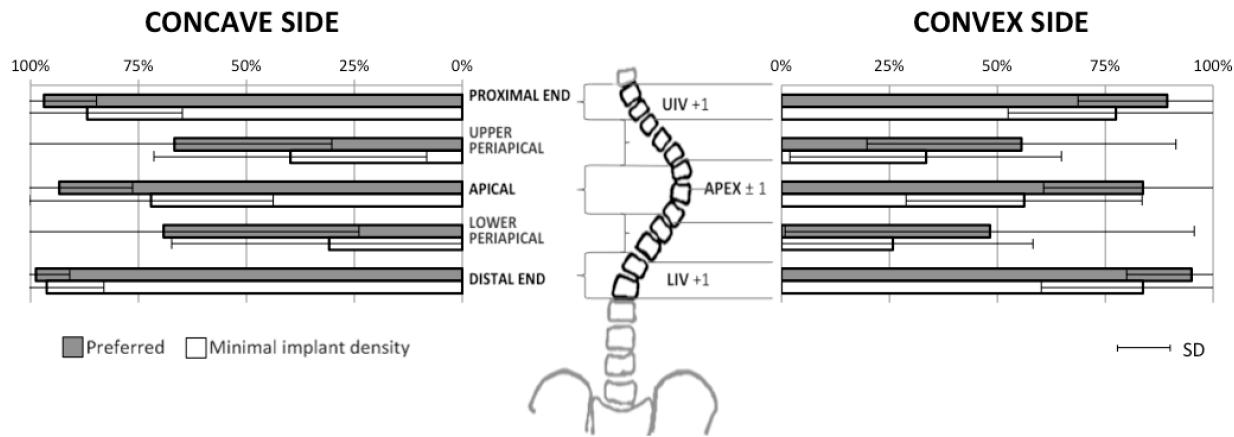


Figure 4-3 : Percentage of available pedicles filled on five regions for the concave and convex sides of the instrumented spine for the preferred and minimal implant density techniques

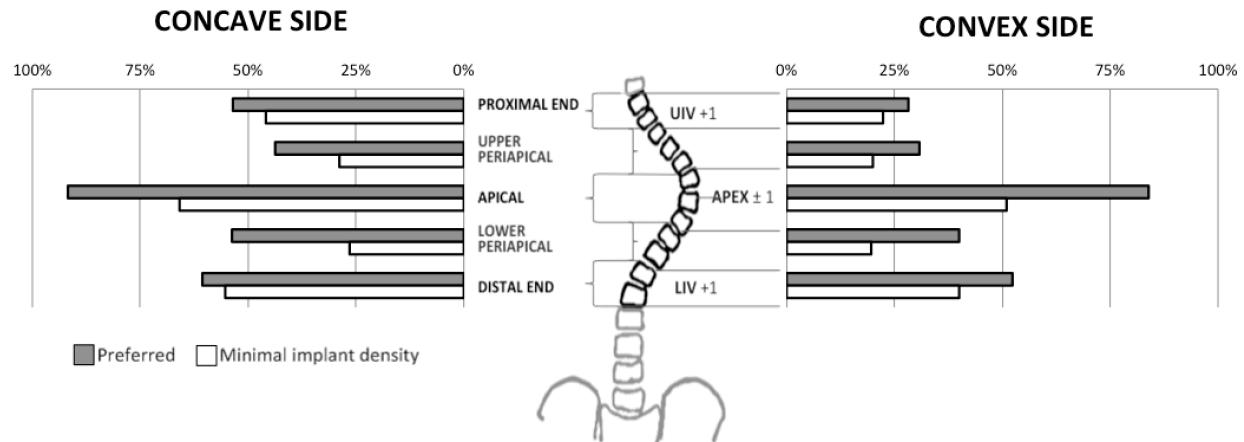


Figure 4-4 : Percentage of pedicles used for correction maneuver execution on five regions for the concave and convex sides of the instrumented spine for the preferred and minimal implant density techniques

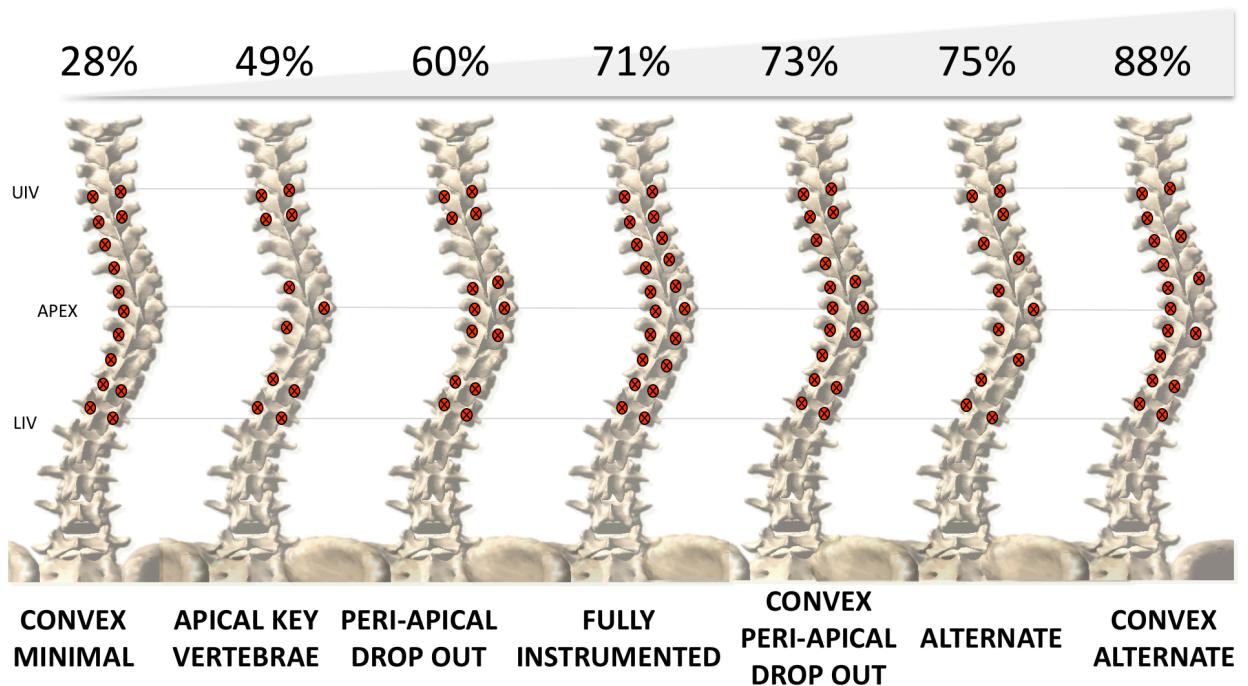


Figure 4-5 : Percentage of time each implant pattern was considered to be acceptable for treatment by surgeons

Tableau 4-1 : Demographic data and preoperative curve characteristics of patients

Patient numbers	#1	#2	#3	#4	#5
Age at surgery (Years)	13	14	18	18	18
Lenke type	1A	1A	1A	1B	1C
Proximal thoracic Cobb angle (°)	38	45	34	39	49
Main thoracic (MT) Cobb angle (°)	54	47	48	66	66
Lumbar Cobb angle (°)	34	35	22	50	56
MT curve flexibility (% reduction)	54	73	60	28	44
Thoracic kyphosis (T5-T12) (°)	19	15	23	9	25
Lumbar lordosis (T12-S1) (°)	48	41	58	51	44
Apical vertebral rotation (°)	19	16	23	22	19
Selected Fusion Levels	T4-L1	T4-T12	T4-L1	T2-L2	T3-L1

Tableau 4-2 : Utilization rate of each correction maneuver for the preferred and minimal implant density techniques

Correction maneuvers	Preferred technique	Minimal technique	P-value
Ponte osteotomy	43%	39%	0.22
Concave rod rotation	74%	80%	0.13
Vertebral derotation technique	96%	82%	0.003
Segmental vertebral derotation	54%	39%	0.002
En bloc vertebral derotation	30%	33%	0.92
En bloc and segmental simultaneously	7%	5%	0.68
Compression	59%	55%	0.45
Distraction	71%	67%	0.28
In situ rod bending	41%	53%	0.009

CHAPITRE 5 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA DISTRIBUTION D'IMPLANTS LORS DE LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE

5.1 Méthodologie de simulation d'instrumentation chirurgicale

Cette section vise à détailler les méthodologies de modélisation du rachis, de l'instrumentation et de simulation chirurgicale pour 9 cas scoliotiques dont l'article #3, présenté à la section 5.3 de cette thèse, fait l'objet. Le logiciel Adams View 2010 (MSC.Software Inc., Santa Ana, CA) a été utilisé pour modéliser et pour simuler l'instrumentation chirurgicale du rachis par approche quasi-statique. Les équations différentielles algébriques définies lors de la modélisation du problème sont résolues par le logiciel ADAMS Solver 2010 (MSC.Software Inc., Santa Ana, CA) à partir de la méthode de résolution itérative de Newton Raphson. Des modules ont également été développés afin d'automatiser la création et la personnalisation du modèle avec le logiciel Matlab (The Mathworks, Inc. Natick, MA).

5.1.1 Modélisation et personnalisation du rachis

La géométrie de la colonne vertébrale et du pelvis de chacun des 9 patients a été obtenue à partir de la technique de reconstruction 3D à l'aide de radiographies biplanaires présentées à la section 1.4.1 de cette thèse. Cette technique de reconstruction permet d'obtenir la position 3D de structures anatomiques clefs sur chaque vertèbre. Une méthode de krigeage a été utilisée afin de déformer les géométries surfaciques de modèles de vertèbres de référence, de façon à ce qu'elles coïncident le mieux possible avec les structures anatomiques identifiées (Delorme *et al.*, 2003)(Figure 5-1).



Figure 5-1 : Géométrie 3D du rachis dans le simulateur issue de la reconstruction 3D d'un patient à partir de ses radiographies biplanaires.

Une fois la géométrie personnalisée au patient, la colonne vertébrale a été modélisée comme une chaîne cinématique constituée de structures vertébrales reliées entre elles par des éléments intervertébraux. Les structures vertébrales, le pelvis, les 5 vertèbres lombaires, et les 12 vertèbres thoraciques ont été modélisées comme des corps rigides indéformables. Les structures intervertébrales (disque intervertébral, facettes articulaires et complexe ligamentaire) ont été modélisées par des joints flexibles connectés entre les centres de masse de deux vertèbres adjacentes (Figure 5-2). La rigidité de ces joints flexibles a été dans un premier temps extraite de tests expérimentaux sur des unités fonctionnelles thoraciques et lombaires ($K_{thoracique}$ et $K_{lombaire}$) rapportés dans la littérature (Panjabi *et al.*, 1976; Gardner-Morse *et al.*, 2004) (Équation 1, Équation 2).

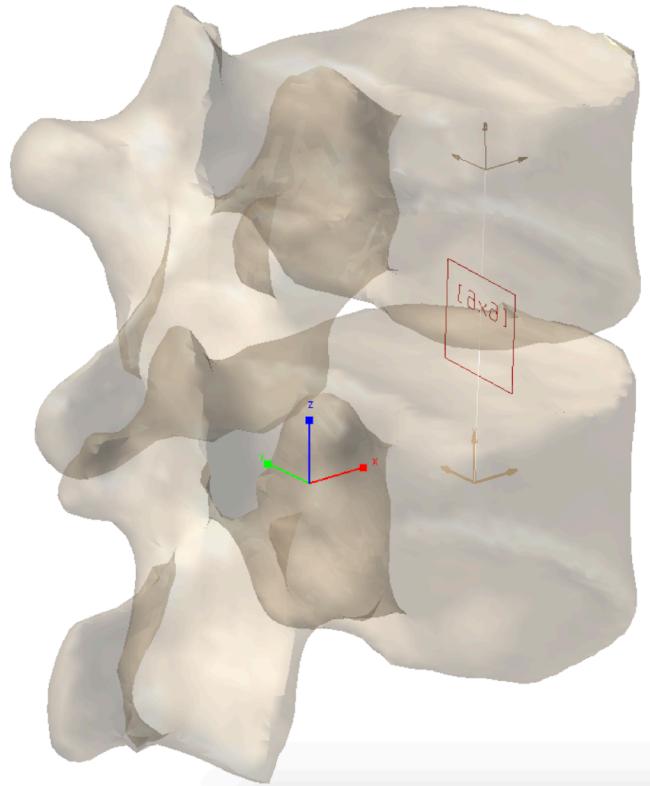


Figure 5-2 : Modélisation de la rigidité d'une liaison intervertébrale et orientation du système d'axes définissant l'orientation des vertèbres dans le modèle.

Équation 1 : Rigidité intervertébrale thoracique issue de Panjabi *et al.*, (1976)

$$[K_{thoracique}] = \begin{bmatrix} 100 & 0 & 50 & 0 & -1640 & 0 \\ 0 & 110 & 0 & 150 & 0 & 580 \\ 50 & 0 & 780 & 0 & -760 & 0 \\ 0 & 150 & 0 & 148000 & 0 & -8040 \\ -1640 & 0 & -760 & 0 & 152000 & 0 \\ 0 & 580 & 0 & -8040 & 0 & 153000 \end{bmatrix}$$

Équation 2 : Rigidité intervertébrale lombaire issue de Gardner-Morse *et al.*, (2004)

$$[K_{lombaire}] = \begin{bmatrix} 251 & 0 & 0 & 0 & -6510 & 0 \\ 0 & 332 & 0 & 6960 & 0 & -11000 \\ 0 & 0 & 438 & 0 & 1370 & 0 \\ 0 & 6960 & 0 & 174000 & 0 & -235000 \\ -6510 & 0 & 1370 & 0 & 241000 & 0 \\ 0 & -11000 & 0 & -235000 & 0 & 564000 \end{bmatrix}$$

La rigidité intervertébrale de chacune des courbures scoliotiques (proximale thoracique, thoracique, lombaire) a ensuite été personnalisée au patient à partir des radiographies en inflexion latérale. La méthode de personnalisation des propriétés mécaniques introduite par Petit *et al.*, (2004) afin de personnaliser la rigidité intervertébrale des structures intervertébrales qui étaient alors modélisées par des joints sphériques, a été adaptée aux matrices de rigidité 6X6 présentes dans le modèle. Cette méthode consiste à simuler l'inflexion latérale du patient, en imposant un déplacement à la vertèbre T1 correspondant à celui mesuré sur chacune des radiographies en inflexion latérale. Trois coefficients sont définis afin d'affecter les matrices de rigidité des segments vertébraux de chaque courbure scoliotique : proximale thoracique (β_{PT}), thoracique (β_{MT}) et lombaire (β_L) (Équation 3). Alors que la valeur des coefficients β est initialement fixée à 1, un processus d'optimisation par gradient conjugué (méthode de Fletcher-Reeves) fait varier itérativement leur valeur entre 0.1 et 10 afin de minimiser la différence entre les angles de Cobb des trois courbures scoliotiques simulés et ceux mesurés sur les radiographies d'inflexion latérale. Le problème d'optimisation est représenté par une fonction objectif ω (Équation 4). Pour les 9 patients, les coefficients β_{PT} étaient compris en 0.6 et 1.6, les coefficients β_{MT} entre 0.4 et 1.9, et les coefficients β_L entre 0.9 et 2.2.

Équation 3 : Relation entre force (\vec{F}) et déplacement (\vec{D}) considérant la matrice de rigidité intervertébrale [K] et le coefficient de personnalisation β propre à chaque courbure scoliotique.

$$(\vec{F}) = \beta * [K_{intervertébral}] * (\vec{D})$$

Équation 4 : Fonction objective du problème d'optimisation

$$\omega = \sum_{i=PT,MT,L} (Cobb \text{ simulés}_i - Cobb \text{ radiographique}_i)^2$$

5.1.2 Modélisation de l'instrumentation

Vis pédiculaires

Les vis pédiculaires ont été modélisées comme des corps rigides. La connexion entre le corps et la tête des vis était modélisée par une liaison fixe pour les vis monoaxiales, une liaison pivot pour les vis uniaxiales et par une liaison sphérique pour les vis multiaxiales.

Les implants ont été positionnés manuellement dans chaque vertèbre suivant une trajectoire d'insertion *straight forward* (Lehman *et al.*, 2003). La position des implants a été ajustée qualitativement afin qu'ils soient alignés les uns par rapport aux autres, tout en s'assurant qu'ils n'enfreignent pas les parois des pédicules.

La connexion entre l'implant et la vertèbre a été modélisée comme un joint flexible au niveau du point d'entrée de la vis (Figure 5-3). La rigidité de l'interface os-implant était issue des tests expérimentaux réalisés au sein de notre laboratoire sur des vertèbres cadavériques (Luce, 2004). Le comportement reliant les forces aux translations a été modélisé par une relation linéaire (Équation 5) et celui entre les moments et les rotations par une relation non linéaire (Figure 5-4). La rigidité en rotation dans l'axe d'insertion de la vis (\vec{z}) a été considérée nulle.

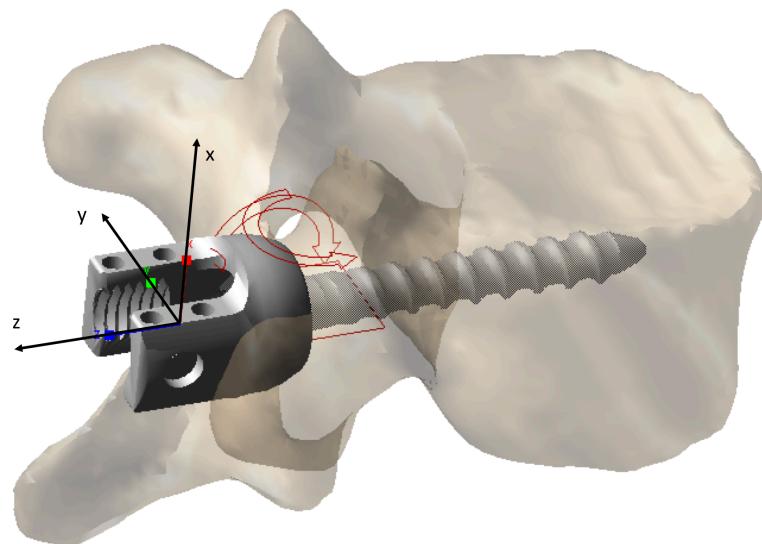


Figure 5-3 : Modélisation de l'interface os-implant et formalisme utilisé dans le modèle

Équation 5 : Relation entre force (\vec{F}) et translation (\vec{T}) du joint définissant la rigidité de l'interface os-implant.

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 135 & 0 & 0 \\ 0 & 109 & 0 \\ 0 & 0 & 1000 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{bmatrix}$$

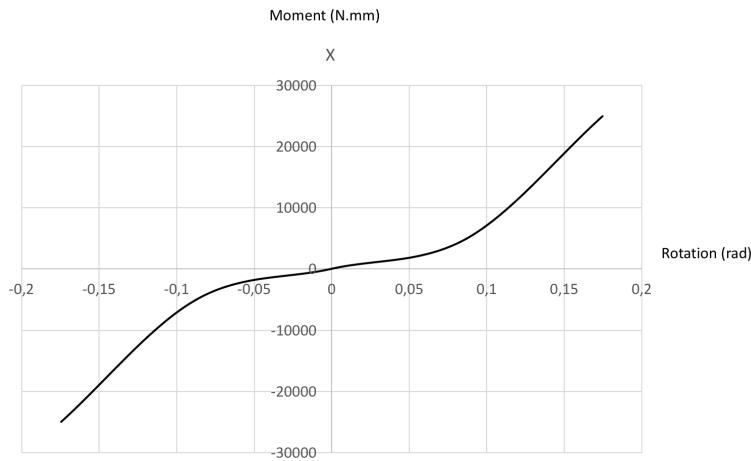


Figure 5-4 : Relation entre le moment et la rotation selon les axes \vec{x} et \vec{y} définissant la rigidité de l'interface os-implant.

Tiges d'instrumentation

La forme des tiges a été reconstruite à partir des radiographies postopératoires latérales du patient. Sur la radiographie, 10 points de contrôle ont été manuellement positionnés le long de chaque tige. Une fonction d'interpolation cubique a permis d'obtenir les coordonnées de 40 points le long du profil sagittal de chaque tige.

La modélisation des tiges d'instrumentation repose sur le principe des segments finis (Valembois *et al.*, 1997) où la flexibilité d'un solide continu est introduite par sa discréétisation en plusieurs éléments rigides interconnectés par des joints flexibles. En l'occurrence la tige a été divisée en 40 corps rigides reliés par des éléments flexibles (Figure 5-5). La raideur des éléments flexibles a été modélisée par une matrice de raideur issue de la théorie des poutres de Timoshenko où seule la composante élastique a été prise en compte (Équation 6). Le matériau des tiges utilisé pour les 9 cas était le cobalt chrome dont le module d'élasticité longitudinale (Young) et tangentielle (Coulomb) était $E = 240$ GPa et $G = 100$ GPa respectivement.

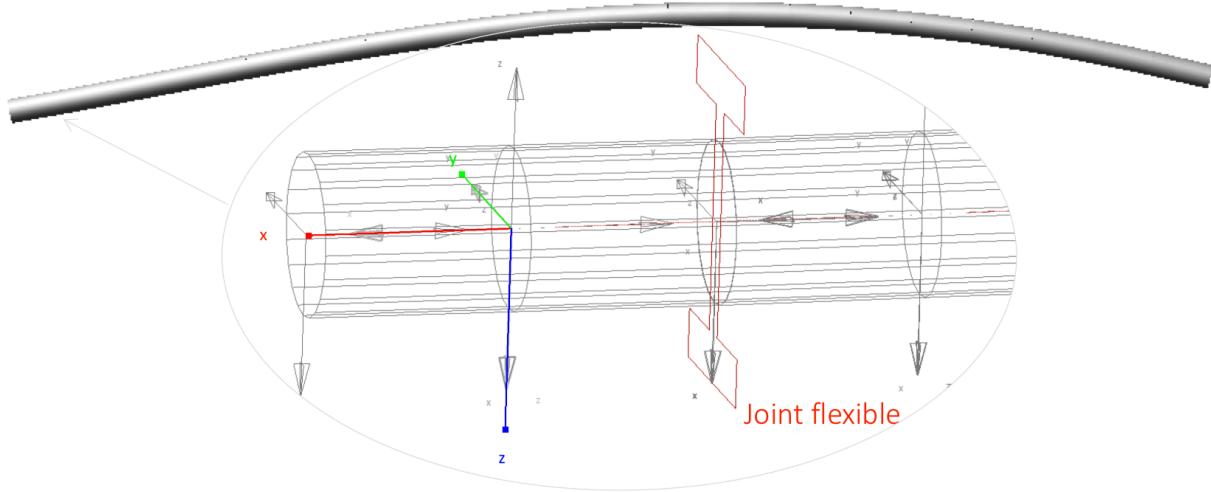


Figure 5-5 : Modélisation d'une tige et formalisme utilisé dans le modèle. Une succession de cylindres rigides sont connectés par des joints flexibles.

Équation 6 : Matrice définissant la raideur des tiges $[K_{tige}]$ en fonction du module d'élasticité longitudinale (E) et tangentielle (G) du matériau, de la section (A), de la longueur (L) et des moments d'inertie (I) d'un segment de tige. La matrice est symétrique.

$$[K_{tige}] = \begin{bmatrix} EA/L & 0 & 0 & 0 & 0 & -6EI_{zz}/(L^3(1+P_y)) \\ 0 & 12EI_{zz}/(L^3(1+P_y)) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 12EI_{yy}/(L^3(1+P_z)) & 0 & 6EI_{yy}/(L^2(1+P_z)) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & GI_{xx}/L & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (4+P_z)EI_{yy}/(L(1+P_z)) & 0 \\ -6EI_{zz}/(L^3(1+P_y)) & 0 & 0 & 0 & 0 & (4+P_y)EI_{zz}/(L(1+P_y)) \end{bmatrix}$$

avec : $P_y = 12 E \frac{I_{zz}}{GAL^2}$ et $P_z = 12 E \frac{I_{yy}}{GAL^2}$

5.1.3 Simulation chirurgicale

Les simulations chirurgicales ont été considérées quasi-statiques en faisant l'hypothèse que les effets inertIELS lors de l'exécution des manœuvres de correction peuvent être négligés. Voici le détail de modélisation des étapes chirurgicales :

Conditions aux limites du modèle

Afin de simuler le patient sur la table d'opération, le pelvis a été considéré fixe en définissant une liaison enca斯特rement avec le système de référence. La vertèbre T1 était libre en rotation et pouvait translater dans l'axe longitudinal du rachis afin de permettre l'allongement du rachis lors de la chirurgie. Une liaison linéaire annulaire a été créée entre la vertèbre T1 et le système de référence.

Manœuvre d'insertion d'une tige

L'insertion des tiges dans les implants comporte plusieurs étapes. Pour l'insertion dans l'implant distal, une contrainte en déplacement et en rotation a été imposée au segment distal de la tige afin de l'aligner avec la tête de la vis insérée sur la vertèbre distale. Une liaison pivot a alors été créée entre le segment distal de la tige et la tête de vis (Figure 5-6 (A)). Pour l'insertion dans les implants suivants, une contrainte en déplacement et en rotation a été imposée entre le segment de la tige le plus proche de la vis dans laquelle elle devait être insérée. Une fois la tige alignée avec la tête de vis, une liaison pivot glissant a été définie (Figure 5-6 (B)). La tige a été séquentiellement engagée dans les implants jusqu'à l'implant proximal du segment instrumenté.

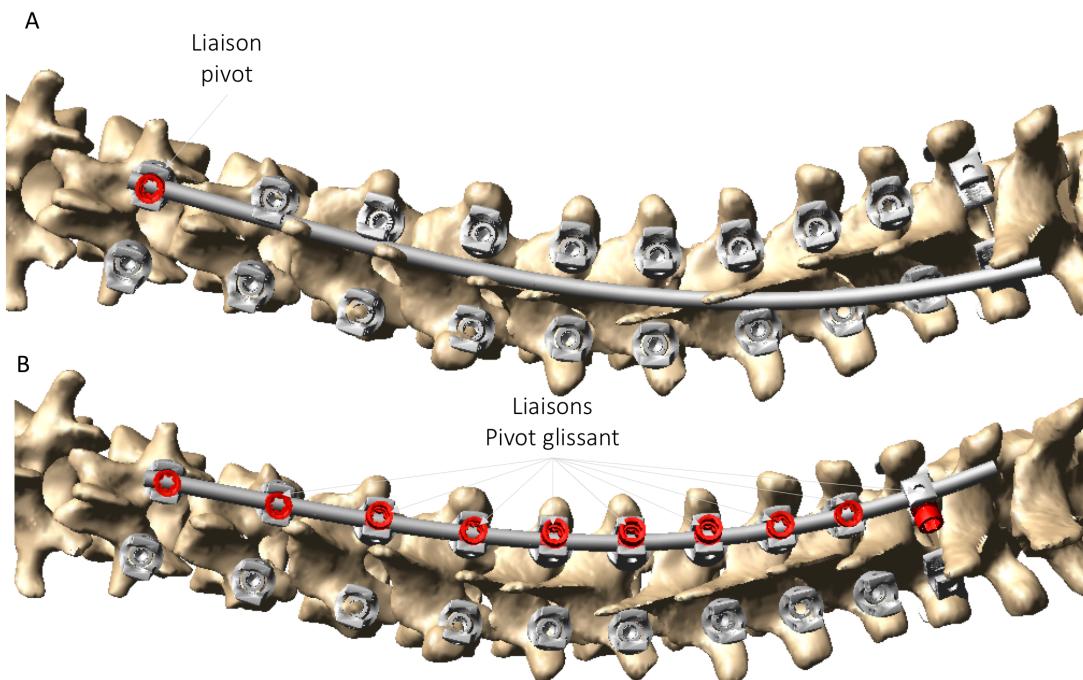


Figure 5-6 : Insertion de la tige dans l'implant distal (A) et dans les implants proximaux (B) et création des liaisons cinématiques entre les têtes de vis et la tige.

Manœuvre de rotation de la tige

La manœuvre de rotation de la tige a été modélisée par l'application d'un couple autour de l'axe longitudinal du segment distal de la tige insérée du côté concave (Figure 5-7). La valeur du couple est itérativement augmentée jusqu'à ce que la rotation souhaitée autour de l'axe longitudinal du rachis soit atteinte (généralement 90°).

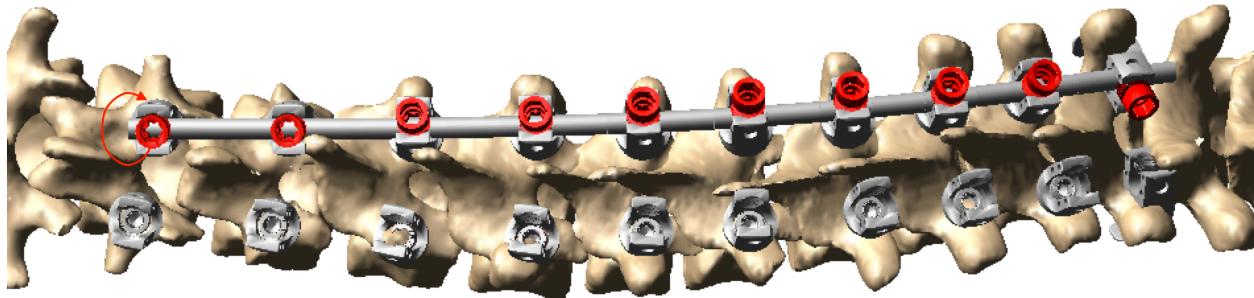


Figure 5-7 : Application d'un couple sur le segment distal de la tige dans le plan transverse afin d'effectuer une rotation de la tige

Manœuvre de dérotation vertébrale « en bloc »

Des dérotateurs ont été modélisés au niveau des vis pédiculaires se trouvant sur la vertèbre apicale et ses deux vertèbres adjacentes. La modélisation des dérotateurs a consisté en des cylindres de 30 cm de long considérés comme des corps rigides. Chaque cylindre a été connecté dans le prolongement de la tête de vis par une liaison encastrement avec la tête de vis. Les ponts permettant de solidariser les dérotateurs entre eux n'ont pas été géométriquement modélisés, mais une liaison de fixité a été imposée entre l'extrémité de chaque cylindre (Figure 5-8 (A)). Une force a été appliquée au centre des extrémités des dérotateurs, dont l'orientation était perpendiculaire aux dérotateurs dans le plan transverse du patient (Figure 5-8 (B)). L'amplitude de la force a été augmentée de façon itérative jusqu'à obtenir l'orientation souhaitée du dispositif de dérotation vertébrale par rapport au plan sagittal.

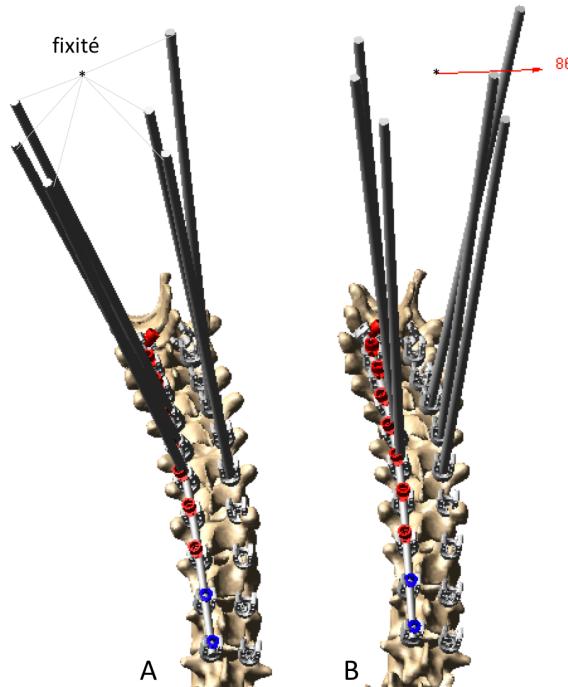


Figure 5-8 : Modélisation des dérotoateurs sur les niveaux apicaux (A) et application d'une force de dérotation (B)

Serrage des implants

Le serrage de chaque implant a été modélisé par le remplacement de la liaison pivot glissant entre le segment de tige et la tête de vis (ou liaison pivot dans le cas de la vis distale) par une liaison encastrement, limitant ainsi tout degré de liberté (Figure 5-9).

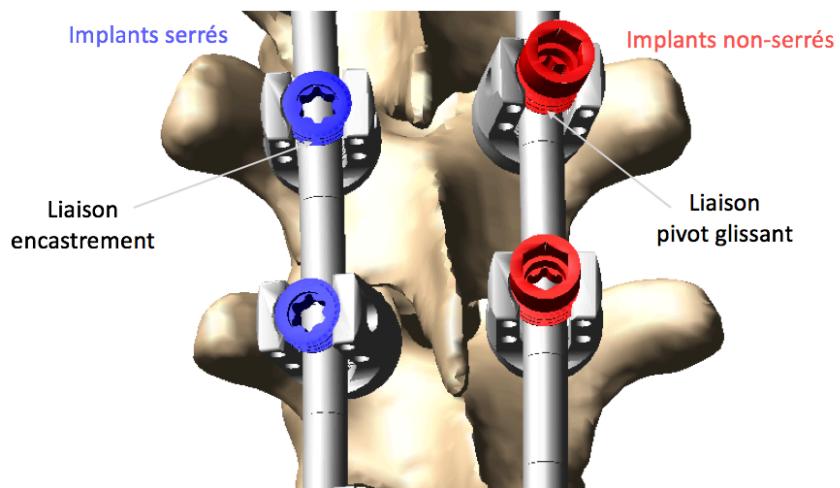


Figure 5-9 : Modélisation de la connexion entre une tige et une tête de vis avant et après serrage des implants

5.1.4 Calibration de la chirurgie

La simulation de la chirurgie de chaque cas a nécessité une étape de calibration pour assurer l'adéquation entre les résultats de la simulation et la correction obtenue en chirurgie. Trois paramètres, dont la mesure est difficile en chirurgie, ont dû être approximés dans le processus de simulation de cette thèse :

1. La forme des tiges : comme précédemment expliqué, le profil des tiges a été dans un premier temps reconstruit à partir de la radiographie sagittale postopératoire. Afin de tenir compte des déformations intraopératoires auxquelles les tiges concaves sont sujettes pendant la chirurgie (Cidambi *et al.*, 2012), la courbure de la tige insérée du côté concave de la courbure a été accentuée. Comme présenté à la Figure 5-10, les coordonnées des points selon l'axe Y ont été affectées par un coefficient multiplicateur supérieur à 1. Les coordonnées des points selon l'axe X ont été adaptées de manière à ce que l'abscisse curviligne de la tige reste inchangée (différence < 1mm). La courbure de la tige a été accentuée de manière itérative jusqu'à ce que la cyphose postopératoire simulée corresponde à celle obtenue en chirurgie (différence $\leq 5^\circ$).

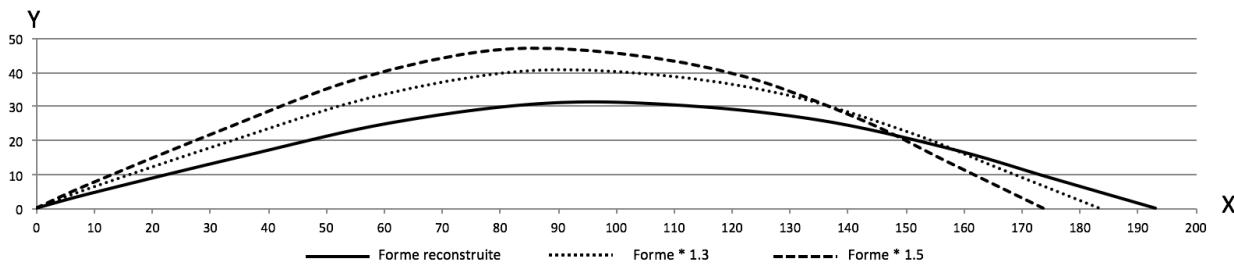


Figure 5-10 : Exemples d'accentuation du profil d'une tige reconstruite en appliquant plusieurs facteurs multiplicateurs.

2. L'angle de rotation de la tige : L'angle de rotation qui est en théorie de 90° a été adapté entre 80° et 100° de manière à ce que la correction de l'angle de Cobb soit similaire à celle obtenue en chirurgie (différence $\leq 5^\circ$).
3. La force de dérotation vertébrale : La force a été appliquée de manière incrémentale jusqu'à ce que la correction simulée de la AVR soit représentative de la correction chirurgicale (différence $\leq 5^\circ$).

L'ajustement de ces paramètres n'a pas fait partie d'un processus d'optimisation, mais a été réalisé manuellement, requérant plusieurs itérations afin d'obtenir des différences entre les indices cliniques géométriques postopératoires et simulés qui soient cliniquement non significatives (inférieure à 5°), comme présenté au Tableau 5-1. Les efforts résultants de la simulation de chacun des 9 cas sont reportés dans le Tableau 5-2. Ces résultats seront discutés dans la discussion générale de cette thèse afin d'évaluer la validité du simulateur. Un exemple des étapes de simulation de la chirurgie est présenté à l'annexe B de cette thèse.

Tableau 5-1 : Comparaison de la correction chirurgicale réelle et simulée de l'angle de Cobb, de la cyphose thoracique et de la rotation axiale de la vertèbre apicale pour les neuf cas (différence ≤5°).

CAS	Angle de Cobb		Cyphose thoracique		Rotation axiale de la vertèbre apicale	
	Post-op (°)	Simulé (°)	Post-op (°)	Simulée (°)	post-op (°)	Simulée (°)
1	11	15	33	37	13	9
2	4	7	22	20	7	8
3	6	8	24	28	5	9
4	21	17	46	49	3	6
5	9	11	26	28	10	10
6	21	17	29	30	9	6
7	38	35	23	27	15	13
8	14	10	33	36	1	0
9	18	13	26	30	12	7

Tableau 5-2 : Efforts résultants des simulations pour chacun des 9 cas.

CAS	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Couple de rotation de la tige (N.m)	6.8	5.7	7.1	10.5	6.3	10.9	9.8	11.1	7.8
Moment de flexion maximal dans la tige insérée du côté concave pendant la chirurgie (N.m)	12.4	16.1	14.4	15.9	16.7	16.2	17.5	18.6	13.6
Force de dérotation (N)	116	68	88	81	92	104	109	72	101
Force maximale appliquée sur un implant pendant la chirurgie (N)	385	578	584	403	527	481	482	556	382

5.2 Situation et résumé de l'article #3

Ce troisième article, intitulé « How does implant distribution affect 3D correction and bone-screw forces in thoracic adolescent idiopathic scoliosis spinal instrumentation ? », a été soumis à la revue Clinical Biomechanics (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 1.970) le 20 mars 2016. Cet article présente le volet biomécanique en lien avec les stratégies d'instrumentation. Ce volet faisait partie du mandat de notre groupe de recherche dans sa collaboration avec le MIMO study group. L'objectif spécifique de cet article était d'analyser l'effet biomécanique de la distribution d'implants sur la correction 3D des courbures scoliotiques et sur les efforts supportés par l'instrumentation, soit sur l'objectif O1b et O1c du projet doctoral. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%.

Un modèle numérique par approche multicorps du rachis a été personnalisé à neuf patients présentant une scoliose de type Lenke 1. L'angle de Cobb de la courbure thoracique des patients était compris entre 43° et 70°, avec une flexibilité comprise entre 24% et 75%. Un plan d'expérience fractionnaire a été utilisé pour générer 128 configurations d'implants représentatives de la variabilité de distribution d'implants existant pour le traitement de la scoliose (Figure 5-11). La simulation de la chirurgie d'instrumentation a été réalisée pour chaque cas puis réitérée avec chaque configuration d'implant, sans changer les autres paramètres d'instrumentation (type de vis, type de tige et cintrage) et de technique de correction (séquence d'exécution).

La densité d'implants des 128 configurations était comprise entre 0.73 et 2 implants par vertèbre (moyenne de 1.32). La différence de correction obtenue au travers de simulation des différentes configurations d'implants était de 2° à 10° pour l'angle de Cobb, de 2° à 7° pour la cyphose thoracique, et de 2° à 7° pour la correction de la rotation de la vertèbre apicale. L'augmentation de la densité d'implants du côté concave de la courbure était associée avec une réduction de l'angle de Cobb après instrumentation (coefficient de corrélation r compris entre -0.41 et -0.90) (Figure 5-12). L'augmentation de la densité d'implants était associée avec une diminution de la rotation vertébrale apicale après instrumentation (r compris entre -0.20 et -0.80). La différence de force supportée par les implants à la fin de la chirurgie, entre le montage le plus et le moins contraint, était d'en moyenne 107 N par implant. L'augmentation de la densité d'implants était associée avec une augmentation des efforts supportés par chaque implant (Figure 5-13).

Certaines configurations à faible densité d'implants, où les implants sont majoritairement placés dans la concavité de la courbure (Figure 5-14), permettent une correction 3D similaire aux configurations à haute densité d'implants. L'augmentation du nombre d'implants ne permet qu'une amélioration modeste de la correction 3D et a tendance à contraindre le montage, augmentant les efforts supportés par l'instrumentation.

5.3 Article #3: How does implant distribution affect 3D correction and bone-screw forces in thoracic adolescent idiopathic scoliosis spinal instrumentation?

Franck Le Navéaux B.Eng.¹⁻², A. Noelle Larson, MD³, Hubert Labelle, MD², Xiaoyu Wang, Ph.D^{1,2}, Carl-Éric Aubin, Ph.D, P.Eng.¹⁻²

1. Polytechnique Montréal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station,
Montreal (Quebec)
H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center
3175, Cote Sainte-Catherine Road
Montreal (Quebec)
H3T 1C5 CANADA
3. Mayo Clinic
200 1st St SW
Rochester, MN 55902 USA

5.3.1 Abstract

Background. Optimal implant densities and configurations for thoracic spine instrumentation to treat adolescent idiopathic scoliosis (AIS) remain unknown. The objective was to computationally assess the biomechanical effects of implant distribution on 3D curve correction and bone-implant forces.

Methods. 3D patient-specific biomechanical spine models based on a multibody dynamic approach were created for 9 Lenke 1 patients who underwent posterior instrumentation (main thoracic Cobb: 43°-70°). For each case, a factorial design of experiments was used to generate 128 virtual implant configurations representative of existing implant patterns used in clinical practice. All instances except implant configuration were the same for each surgical scenario simulation.

Findings. Simulation of the 128 implant configurations scenarios (mean implant density=1.32, range: 0.73-2) revealed differences of 2° to 10° in Cobb angle correction, 2° to 7° in thoracic kyphosis and 2° to 7° in apical vertebral rotation. The use of more implants, at the concave side only, was associated with higher Cobb angle correction ($r= -0.41$ to -0.90). Increased implant density was associated with higher apical vertebral rotation correction for seven cases ($r= -0.20$ to -0.48). It was also associated with higher bone-screw forces ($r= 0.22$ to 0.64), with an average difference between the least and most constrained instrumentation constructs of 107 N per implant at the end of simulated instrumentation.

Interpretation. Low-density constructs, with implants mainly placed on the concave side, resulted in similar simulated curve correction as the higher-density patterns. Increasing the number of implants allows for only limited improvement of 3D correction and overconstrains the instrumentation construct, resulting in increased forces on the implants.

Key words. Adolescent Idiopathic Scoliosis, Pedicle screw, Implant density, Implant distribution, curve correction, biomechanical modeling.

Highlights.

- Increasing the implant density has only a modest effect on 3D correction
- Only the concave side implant density is associated with increased Cobb angle correction
- Higher number of implants do not always result in an increased load sharing
- If fewer screws are to be used, convex screw drop-out appears to be the most suitable.

5.3.2 Introduction

Posterior spinal fusion with pedicle screws has become the gold standard for surgical management of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) (de Kleuver *et al.*, 2014). The enhanced bone-implant connection with screw constructs compared to hook or hybrid constructs has raised the capacity to manipulate vertebrae with higher corrective forces (Suk *et al.*, 1995). It has led to the development of surgical techniques aimed at improved 3D correction of scoliotic deformities (Lee *et al.*, 2004). As surgeons became more familiar with thoracic pedicle screw instrumentation, they have used higher implant density (defined as the number of implants divided by the number of fused levels) constructs (Quan et Gibson, 2010). Further, more anchor points are required to perform certain correction techniques like direct vertebral derotation. Despite increased number of anchor points potentially offering more control on the deformed spine, there is limited evidence of improved deformity correction and surgical outcomes with high implant density constructs (Larson *et al.*, 2013). Using more implants has potential drawbacks such as increased surgical time, blood loss, radiation exposure, implant misplacement risk and instrumentation cost (Gelalis *et al.*, 2012; Larson *et al.*, 2015; Ul Haque *et al.*, 2006). If corrections are equivalent, constructs with fewer screws may present advantages in these regards. However, the optimal number of implants has not been established and a wide variety of implant densities is used for the treatment of AIS (Aubin *et al.*, 2012; Larson *et al.*, 2013). Although some authors recommend the use of less than 1.6 implants per vertebra for the treatment of moderate curves, the use of bilateral screws at all vertebral levels fused or 2.0 density is still a common practice (de Kleuver *et al.*, 2014).

More implants may ensure safe load bearing during corrective maneuvers and prevent forces on individual implants which may exceed anchorage strength and compromise the safety of surgery (R.-J. Bianco *et al.*, 2015). Previous biomechanical studies demonstrate that in certain cases using too many implants can generate high forces on the instrumentation due to the lack of the available degrees of freedom to accommodate screw/rod bending incompatibilities when connecting the screws to the rods (Salmingo *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2011). Load sharing among multiple anchor points may not only depend on the number of implants but also on their distribution across the fused spinal segment. The role of implant distribution, however, has not yet been systematically studied.

Several screw distributions or patterns for the treatment of thoracic AIS have been reported as alternatives to fully instrumented constructs with two screws per level (Bharucha *et al.*, 2013; Gotfryd et Avanzi, 2013; Le Navéaux *et al.*, 2015; Tsirikos et Subramanian, 2012). However, the impact of implant distribution on deformity correction and the optimal pedicle screw configuration remain unclear. Further biomechanical investigation is necessary to establish the range of correction capability and bone-screw forces of different implant configurations and thereby provide guidelines for appropriate selection of implant density and pattern.

The aim of this study is to biomechanically analyze the effects of implant density and distribution on curve correction and on the resulting forces exerted by the implants on the vertebrae. We hypothesize that reducing the number of implants in specific regions of the spine does not affect spinal deformity correction and lowers the overall load on the instrumentation.

5.3.3 Materials and methods

To evaluate the impact of implant distribution on scoliosis correction and bone-screw forces, numerical simulations detailed in the following sections were performed using patient-specific biomechanical models of nine thoracic AIS patients.

Patient data

With the approval of our institutional review board, cases were selected among patients who had undergone a posterior spinal instrumentation with pedicle screws after 2008 at our research center. The selected patients had a major main thoracic right curve, which is the most common spinal deformity in AIS (Lenke *et al.*, 2002). Nine patients (five Lenke 1A, three Lenke 1B, and one

Lenke 1C) with a variety of curve magnitude and stiffness were selected (Tableau 5-3). Main thoracic (MT) curve Cobb angle ranged from 43° to 70°. The curve flexibility was assessed using preoperative side bending radiographs, and reported in terms of percentage of curve correction ranging from 24% to 75%. Thoracic kyphosis (TK) measured between T2 and T12 ranged from 9° to 63° and apical vertebral rotation (AVR) from 6° to 25°.

Patient-specific biomechanical model of the spine

Patient-specific numerical models of the spine for each of the 9 patients were created. The three-dimensional geometry of the scoliotic spine from T1 to the pelvis was reconstructed using preoperative posteroanterior and lateral low-dose radiographs (EOS imaging, Paris, France) (Humbert *et al.*, 2009). This reconstruction technique allows for reproducible 3D measurements for AIS, with a reported precision of 1.8 mm for the vertebrae position and between 2.3° and 3.9° for their orientation (Carreau *et al.*, 2014; Humbert *et al.*, 2009). A numerical biomechanical model of the spine was then built using the software MD ADAMS 2010 (MSC.Sofware, Santa Ana, CA) (Aubin *et al.*, 2008). Vertebrae were modeled as rigid bodies connected by flexible elements since the vertebra deformation is far smaller than the intervertebral displacement during surgical correction. For each functional unit, the flexible element represents the overall rigidity of intervertebral disks, ligaments and facet joints with load–displacement relationship initially defined using experimental results reported in the literature (Gardner-Morse et Stokes, 2004; Panjabi *et al.*, 1976). An optimization process was used to calibrate the stiffness of the thoracolumbar, main thoracic and proximal thoracic curves such that when simulating patient side bending, each of the produced curves matched those measured on left and right bending radiographs (Petit *et al.*, 2004).

Instrumentation modeling

Each screw component was modeled as a rigid body, and the screw shank was inserted in the corresponding vertebra following the straight forward trajectory approach (Lehman *et al.*, 2003). The connection between each screw and its anchoring vertebra was modeled as a generalized non-linear spring restraining their relative motion. The load-displacement relationship was approximated using in-house experimental data from cadaveric instrumented vertebrae. The heads of uniplanar and multi-axial screws were modeled as a separate rigid part. A revolute joint allowing the rotation of the screw head with respect to the shank in the sagittal plane was used to model the kinematics of uniplanar screws. A spherical joint was used for multi-axial screws. The rods were

modeled with flexible beam elements defined with the mechanical properties of cobalt chrome (Young Modulus = 220 GPa).

Instrumentation simulation

Based on the surgical report, the instrumentation configuration and correction procedure used for each of the 9 patients were simulated. Boundary conditions of the spine model were defined with the pelvis fixed and T1 free to translate in the caudocranial direction and rotate in all directions, allowing possible lengthening of the spine during the simulation. The simulated correction technique performed for all the cases consisted of:

- Concave side rod attachment: Proximal to distal rod insertion was modeled by applying reduction forces between each screw and the rod until the rod was fully seated into all screw head saddles. A cylindrical joint between each screw head and the rod was then created to represent the rod-screw connection kinematics after the insertion of set-screws.
- Concave side rod rotation: A torque around the rod longitudinal axis was gradually increased until the rod profile sat in the sagittal plane. Before releasing the torque, the set-screws of the proximal and distal pedicle screws were tightened by replacing the previously defined cylindrical joint between the screw head and the rod by a fixed joint.
- En bloc apical vertebral derotation: Derotation tools were modeled as 30 cm long cylinders fixed at the extremity of available pedicle screw heads at the apex and on the two adjacent vertebrae. The cylinders were then linked together with a fixed joint to represent derotation bridges. A perpendicular force at the upper extremity of the derotation construct was gradually increased. Tightening of concave side set-screws was simulated before releasing the derotation force.
- Convex rod attachment: Similar to concave side rod attachment.
- Final set-screw tightening: Tightening of all the untightened set-screws was simulated.

For each case, the forces applied during correction steps were adapted to achieve a similar 3D correction with respect to the surgical result (difference of MT Cobb angle, TK and AVR <5°). The rods pre-insertion contour was derived from the post-operative radiographs, with a slightly larger bending to account for its flattening during surgical maneuvers (Cidambi *et al.*, 2012).

In order to study and report the effect of implant distribution, a standardized nomenclature describing the distribution of implants across the instrumented vertebral levels of a MT curve pattern was used (Le Navéaux, Aubin, Larson, Polly Jr., *et al.*, 2015). The instrumented spinal segment of each case was divided into five functional regions. The proximal region was defined as the upper instrumented vertebra (UIV) and one level caudal. The distal region was defined as the lowest instrumented vertebra (LIV) and one level cephalad. The apical region includes the apical vertebra and its two adjacent vertebrae. Finally, two other regions composed of remaining vertebrae were established as the upper and lower periapical regions. The minimum and maximum implant densities were defined for the left and right sides of the 5 functional regions based on implant placement variability and pedicle screw patterns reported in the literature (Figure 5-11). A factorial design of experiment (2^7) was used to generate 128 different implant configurations.

For each case, simulations were performed using the 128 implant configurations previously defined. Except for implant configuration, all other instrumentation parameters (screw type, rods type and contour, correction steps and corrective forces) remained unchanged. For each simulated implant configuration, the post-instrumentation MT Cobb angle, TK, and MT AVR were computed. The bone-screw load curve was plotted across all simulation steps.

Statistical Analysis

All data were analyzed using STATISTICA V10 computer software (StatSoft Inc, Tulsa, United States). For each case, a correlation analysis was performed to evaluate the linear association between implant density (total implant density and each side implant density) and 3D scoliosis correction (MT Cobb, TK, AVR) as well as the bone-screw forces generated during simulated correction maneuvers (highest force sustained by implants during simulated correction maneuvers, average force among all implants after simulated instrumentation). A factorial analysis of variance was done to evaluate if the implant density in any specific region of the instrumented spinal segment had significant effect on clinical indices or on the level of forces in the instrumentation. A p-value less than 0.05 was considered statistically significant.

5.3.4 Results

A total of 1152 scoliosis surgical instrumentation scenarios were simulated. The implant density of the generated implant configurations ranged from 0.73 to 2 implants per vertebra with an average

of 1.32 (SD 0.23) implants per vertebra. The minimal pedicle fill rate for the concave side was 0.36 and 0.27 for the convex side (1 being all pedicles filled).

3D correction analysis

The range of correction of MT Cobb angle, TK and MT AVR was calculated for each case through the simulations of the 128 implant configurations. The association between 3D correction parameters and implant density were assessed for each curve type (Tableau 5-4). For the 9 cases, there was a mean MT Cobb angle difference of 6° between the maximal and minimal correction achieved (range: 2° to 10°). Increased implant density was always statistically associated with lower simulated post-instrumentation MT Cobb angle, with Pearson correlation coefficient ranging from $r=-0.29$ to -0.75 (all $p<0.01$). Implant density on the concave side was correlated with Cobb angle correction for all the cases (range of correlation: $r=-0.45$ to $r=-0.90$) whereas convex side implant density had no statistically significant effect (all $p>0.05$). Factorial analysis of variance did not reveal statistical correlation between Cobb angle correction and implant density in any specific region ($p>0.05$). Figure 5-12 presents an example of the association between the overall implant density and implant density at each side of the curve and simulated Cobb angle correction. The difference in thoracic kyphosis associated with different implant configurations was on average 4° (range: 2° to 7°). Higher implant density was associated with an increased kyphosis for two cases, decreased for two other cases, and no statistical association for five cases. Overall, implant density at any specific region had an effect on thoracic kyphosis ($p>0.05$). Among the 128 simulations, the average difference of AVR between maximal and minimal correction was 4° (range: 2 to 7°). For six cases, increasing implant density was associated with an improved correction of AVR ($r=-0.20$ to -0.48 ; $p<0.001$). AVR correction was not affected by implant density at any specific region.

Bone-screw force level analysis

During the simulations, forces imparted on the implants were computed, and the highest value applied on a single implant during the correction process was documented. The range of forces obtained for each case and the association between force and implant density are reported in Table 3 (Tableau 5-5). On average, there was a load difference of 282 N exerted on an implant between the construct generating the maximal highest force during surgery and the one generating the minimal highest force. For seven cases, increasing implant density resulted in higher forces

($p<0.01$; r ranged from 0.25 to 0.59) (Figure 5-13) but no statistical association was found in two cases ($p>0.05$). For seven cases, implant density at the convex side had a statistical effect on the highest force ($p<0.01$; r ranged from 0.22 to 0.60) whereas implant density at the concave side had no statistical effect (all $p>0.05$). Factorial analysis of variance estimated that high implant density in the apical region increased the highest force by 26% (concave apical region: $p=0.04$, estimated effect= 8%; convex apical region: $p<0.01$, estimated effect=18%). Implant density in the other regions did not have a significant effect on the bone-implant forces generated during surgery (all $p>0.05$). At the end of the correction process, the load level in the instrumentation constructs was established as the average force per implant. The difference of load level between the simulated implant configurations ranged from 68N to 185N. For all cases, increasing the construct implant density was statistically associated with higher load level in the construct (all $p<0.05$, r ranged from 0.22 to 0.64) (Figure 5-13). Convex side implant density was associated with higher load level for all cases (all $p<0.01$, r ranged from 0.29 to 0.65) while concave side implant density had an effect in 3 cases ($p<0.01$, r ranged from 0.24 to 0.36). Factorial analysis of variance estimated that a high level of implant placement in the convex apical region lead to a 13% increase of load level in the construct ($p<0.01$).

5.3.5 Discussion

Our established biomechanical model of the scoliotic spine and its simulated response to surgical instrumentation allows us to evaluate the effect of implant density and distribution on deformity correction and on bone-screw forces. The design of experiments method was utilized to study a variety of plausible instrumentation patterns for 9 cases. Thus, through the model, the effects of implant density and distribution could be isolated from patient- and surgeon-specific factors. Our simulations showed that increasing the number of implants generally had a statistical effect on MT curve correction, which agreed with previous clinical and biomechanical studies (Clements *et al.*, 2009; Salmingo *et al.*, 2013). We found that the concave side implant density was associated with coronal curve correction, based on the simulated correction technique in which the concave rod played a primary correction role, and which was also reported in clinical studies (Clements *et al.*, 2009; Le Navéaux *et al.*, 2015). The maximal difference in corrections obtained through the large spectrum of implant configurations tested was small and barely reached clinical significance ($\leq 5^\circ$) for five of the nine cases. There was no direct relationship between the MT curve severity,

flexibility or implant type selection and curve correction responsiveness to implant density. We found that certain low-density implant configurations, with a predominant implant placement on the concave side, resulted in similar corrections compared to high-density constructs (Figure 5-14). This is in agreement with previous studies which demonstrated that similar corrections can be achieved with low-density implant patterns (Bharucha *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2013; Gotfryd et Avanzi, 2013; Hwang *et al.*, 2011).

The difference in thoracic kyphosis resulted from different simulated implant configurations was small. We did not find any significant lordotic effect associated with high density constructs as reported in other studies (Clements *et al.*, 2009; Quan et Gibson, 2010). We believe that the rod shape and the extent of spinal derotation have an important effect on the resulting kyphosis angle. As the rod has to seat into each screw saddle, the addition of implants along the instrumented spinal segment increases the fit between the spine and the rods.

For most of the cases, the increased number of implants was associated with a better correction of the apical vertebral rotation. Vertebral derotation maneuvers performed over many anchor points may improve the control on the vertebrae and may better maintain the achieved rotational correction after the derotational forces are released. Ketenci *et al.* also observed that consecutive pedicle screw instrumentation provides a better apical vertebral correction than alternative screw placement (Ketenci *et al.*, 2015). In our simulations, the difference in corrections among the tested implant configurations was small (average 4°) and the clinical significance of such improvement in terms of cosmetic outcome can be discussed (Kuklo, Potter et Lenke, 2005). Studies focusing on the clinical measure of thoracic trunk rotation angle correction did not find any difference between high and low-density constructs (Bharucha *et al.*, 2013; Yang *et al.*, 2011).

Further understanding of bone-screw forces in AIS instrumentation is essential as high-stresses at bone-screw interface can cause screw loosening or breakage, pseudarthrosis and potentially neurologic compromise. We found a trend of increased load level when increasing implant-density. Although more implants may theoretically reduce the overall load level by spreading corrective forces over more anchor points, the intended effect may not always be achieved due to multiple reasons. Biomechanically, intervertebral elements provide mobility to reduce the spine to the rod shape. Each implant produces an additional constraint between the spine and the rod, which stiffens the construct but decreases the spinal compliance resulting in higher reduction forces. The forces

generated when inserting the rods can also be sensitive to the screw placement and rod bending mismatch. A slight variation of screw position can lead to an irregular alignment of consecutive screw heads and increase the loads required to seat the rod in every screw saddle. Achieving a smooth alignment (initially, during and after the correction maneuvers) is all the more difficult as the number of implant increases. We found that the load level was especially affected with constructs involving high implant density in the apical area and in the convexity. Despite surgeons' care and efforts to align screws, inserting the screw in a desired position can be challenging due to the complex anatomy of scoliotic vertebrae, especially at the apex of the curve (Parent *et al.*, 2004; Senaran *et al.*, 2008). In order to accommodate small rotated concave pedicles, the alignment of the convex screws may be slightly different than expected, resulting in increased forces across the screws on the convex side. Nevertheless, the correlations that we reported were only weak to moderate, suggesting that different configurations of a same number of implants may have different capacity to share loads. In this study, we investigated the effect of implant density and distribution on patients with different curve magnitude and reducibility, instrumented with different types of pedicle screws. Biomechanical studies suggested that pedicle screws with degrees of freedom between the head and the shank can help accommodate rod attachment and decrease stress at the screw-bone connection (Wang *et al.*, 2014, 2012). Further work should assess the impact of rod stiffness, use of releases or osteotomies, and intraoperative traction on the load level in the construct as well as the capacity of specific implant patterns to share load during correction process.

Our study has some limitations. We assessed correction capacity of different implant configurations for the same correction techniques, which may vary widely based on surgeon and number of anchor points (Le Navéaux *et al.*, 2015). Correction steps were simulated but the potential additional capacity to perform local maneuvers associated with more screws was not assessed. The selection of specific correction techniques associated with screw patterns is rarely reported in published study but remains to be studied in order to fully capture the role of implants distribution in the correction process. Each patient-specific spine model was reconstructed from calibrated bi-planar radiographs which results in the aforementioned geometrical estimation errors. Further, there may be variation in pedicle screw alignment which may influence the resulting force distribution in the construct. Our models utilize elastic elements representing the spine and bone-screw connection stiffness but do not take into account the creep behavior of soft tissues. Although the magnitude of forces reported in our simulations may be slightly different from the actual

surgical in vivo forces, the conclusion of this study rely on a relative analysis based on correlation between dependent and independent factors, and should not be affected by these limitations. While our study focused on moderate main thoracic curves for which an important treatment variability of implant configuration exists, the use of high implant density constructs has been suggested for severe and rigid curves (de Kleuver *et al.*, 2014). This may indicate different biomechanical behaviors and should be studied separately to adapt implant pattern selection to the type and severity of scoliotic deformity.

5.3.6 Conclusions

Increasing implant density especially on the concave side of the spine is associated with increased coronal and transverse plane correction. The same correction of moderate main thoracic curves may be equally possible with high or some low-density constructs. In addition to implant density, the configuration of implant placement had significant effect on load distribution in the construct. If fewer screws are to be used, screw drop-out on the convex side seems to have less impact than the concave side. Implant patterns adapted and optimized to different correction techniques remain to be investigated.

Acknowledgements

The authors would like to thank the MIMO (Minimize Implants, Maximize Outcomes) study group. This study was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada).

5.3.7 References

- Aubin, C.E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J., Boivin, A., 2008. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 33, 2143–2152.
- Aubin, C.E., Larson, A.N., Le Navéaux, F., Labelle, H., Newton, P.O., Polly Jr., D.W., Study Group, M.I.M.O., 2012. Active SRS members demonstrate huge variation in implant density when planning routine adolescent idiopathic scoliosis constructs, in: Scoliosis Research Society 47th Annual Meeting and Course. Chicago, USA, p. 140.
- Bharucha, N.J., Lonner, B.S., Auerbach, J.D., Kean, K.E., Trobisch, P.D., 2013. Low-density versus high-density thoracic pedicle screw constructs in adolescent idiopathic scoliosis: do more screws lead to a better outcome? *Spine J.* 13, 375–381.
- Bianco, R.J., Aubin, C.E., Mac-Thiong, J.M., Wagnac, E., Eng, P., Arnoux, P.J., 2015. Pedicle Screw Fixation Under Non-Axial Loads: a Cadaveric Study. *Spine (Phila. Pa. 1976)*.
- Carreau, J.H., Bastrom, T., Petcharaporn, M., Schulte, C., Marks, M., Illés, T., Somoskeöy, S., Newton, P.O., 2014. Computer-Generated, Three-Dimensional Spine Model From Biplanar Radiographs: A Validity Study in Idiopathic Scoliosis Curves Greater Than 50 Degrees. *Spine Deform.* 2, 81–88.
- Chen, J., Yang, C., Ran, B., Wang, Y., Wang, C., Zhu, X., Bai, Y., Li, M., 2013. Correction of Lenke 5 Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Pedicle Screw Instrumentation: Does Implant Density Influence the Correction? *Spine (Phila Pa 1976)*.
- Cidambi, K.R., Glaser, D.A., Bastrom, T.P., Nunn, T.N., Ono, T., Newton, P.O., 2012. Postoperative changes in spinal rod contour in adolescent idiopathic scoliosis: an in vivo deformation study. *Spine (Phila Pa 1976)* 37, 1566–1572.
- Clements, D.H., Betz, R.R., Newton, P.O., Rohmiller, M., Marks, M.C., Bastrom, T., 2009. Correlation of scoliosis curve correction with the number and type of fixation anchors. *Spine (Phila Pa 1976)* 34, 2147–2150.
- de Kleuver, M., Lewis, S.J., Germscheid, N.M., Kamper, S.J., Alanay, A., Berven, S.H., Cheung, K.M., Ito, M., Lenke, L.G., Polly, D.W., Qiu, Y., van Tulder, M., Shaffrey, C., 2014. Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *Eur Spine J.*

- Gardner-Morse, M.G., Stokes, I.A., 2004. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *J. Biomech.* 37, 205–212.
- Gelalis, I.D., Paschos, N.K., Pakos, E.E., Politis, A.N., Arnaoutoglou, C.M., Karageorgos, A.C., Ploumis, A., Xenakis, T. a., 2012. Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques. *Eur. Spine J.* 21, 247–255.
- Gotfryd, A.O., Avanzi, O., 2013. Randomized Clinical Study on Surgical Techniques With Different Pedicle Screw Densities in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Types Lenke 1A and 1B. *Spine Deform.* 1, 272–279.
- Humbert, L., de Guise, J.A., Aubert, B., Godbout, B., Skalli, W., 2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys* 31, 681–687.
- Hwang, C.J., Lee, C.K., Chang, B.S., Kim, M.S., Yeom, J.S., Choi, J.M., 2011. Minimum 5-year follow-up results of skipped pedicle screw fixation for flexible idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine* 15, 146–150.
- Ketenci, I.E., Yanik, H.S., Demiroz, S., Ulusoy, A., Erdem, S., 2015. Three-dimensional Correction in Patients With Lenke 1 Adolescent Idiopathic Scoliosis: Comparison of Consecutive versus Interval Pedicle Screw Instrumentation. *Spine (Phila. Pa. 1976).* Publish Ah.
- Kuklo, T.R., Potter, B.K., Lenke, L.G., 2005. Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis: what is the best radiographic correlate? *J. Spinal Disord. Tech.* 18, 139–147.
- Larson, A.N., Aubin, C.E., Polly, D.W., Ledonio, C.G.T., Lonner, B.S., Shah, S.A., Richards, B.S., Erickson, M.A., Emans, J.B., Weinstein, S.L., 2013. Are More Screws Better? A Systematic Review of Anchor Density and Curve Correction in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deform.* 1, 237–247.
- Larson, A.N., Polly, D.W., Ackerman, S.J., Ledonio, C.G.T., Lonner, B.S., Shah, S.A., Emans, J.B., Richards, B.S., 2015. What would be the annual cost savings if fewer screws were used in adolescent idiopathic scoliosis treatment in the US? *J. Neurosurg. Spine* 1–8.
- Le Navéaux, F., Aubin, C.E., Larson, A.N., Labelle, H., Minimize Implants Maximize Outcomes Study Group, 2015a. Key Anchor Points for the Instrumentation of Lenke 1 Adolescent Idiopathic

Scoliosis: How Important is the Implant Pattern Design?, in: 22nd International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST). Kuala Lumpur, Malaysia.

Le Navéaux, F., Aubin, C.E., Larson, A.N., Polly Jr., D.W., Baghdadi, Y.M., Labelle, H., 2015. Implant distribution in surgically instrumented lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: does it affect curve correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 40, 462–468.

Lee, S.M., Suk, S.I., 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 (Phila Pa 1976)* 29, 343–349.

Lehman, R.A., Polly, D.W., Kuklo, T.R., Cunningham, B., Kirk, K.L., Belmont, P.J., 2003. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 28, 2058–2065.

Lenke, L.G., Betz, R.R., Clements, D., Merola, A., Haher, T., Lowe, T., Newton, P., Bridwell, K.H., Blanke, K., 2002. Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis: does classification correlate with treatment? *Spine (Phila Pa 1976)* 27, 604–611.

Panjabi, M.M., Brand, R.A., White, A.A., 1976. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J. Biomech.* 9, 185–192.

Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., de Guise, J., 2004. Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. *Spine (Phila Pa 1976)* 29, 239–248.

Petit, Y., Aubin, C.E., Labelle, H., 2004. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med. Biol. Eng. Comput.* 42, 55–60.

Quan, G.M., Gibson, M.J., 2010. Correction of main thoracic adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does higher implant density improve correction? *Spine (Phila Pa 1976)* 35, 562–567.

Salmingo, R.A., Tadano, S., Fujisaki, K., Abe, Y., Ito, M., 2013. Relationship of forces acting on implant rods and degree of scoliosis correction. *Clin Biomech* 28, 122–128.

Senaran, H., Shah, S. a, Gabos, P.G., Littleton, A.G., Neiss, G., Guille, J.T., 2008. Difficult thoracic pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis. *J. Spinal Disord. Tech.* 21, 187–191.

- Suk, S.I., Lee, C.K., Kim, W.J., Chung, Y.J., Park, Y.B., 1995. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 20, 1399–1405.
- Tsirikos, A.I., Subramanian, A.S., 2012. Posterior spinal arthrodesis for adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does a bilateral or unilateral screw technique affect surgical outcome? *J Bone Jt. Surg Br* 94, 1670–1677.
- Ul Haque, M., Shufflebarger, H.L., O'Brien, M., Macagno, A., 2006. Radiation exposure during pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis: is fluoroscopy safe? *Spine (Phila Pa 1976)* 31, 2516–2520.
- Wang, X., Aubin, C.E., Coleman, J.C., Rawlinson, J.J., 2014. Correction Capability in the 3 Anatomical Planes of Different Pedicle Screw Designs in Scoliosis Instrumentation [Published online 2014, ahead of print]. *J Spinal Disord Tech.*
- Wang, X., Aubin, C.E., Labelle, H., Parent, S., Crandall, D., 2012. Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment. *Spine (Phila Pa 1976)* 37, E1479–87.
- Wang X, Aubin CE, Robitaille I, Labelle H (2011) Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 21:1082-90. doi: 10.1007/s00586-011-2089-7
- Yang, S., Jones-Quaidoo, S.M., Eager, M., Griffin, J.W., Reddi, V., Novicoff, W., Shilt, J., Bersusky, E., Defino, H., Ouellet, J., Arlet, V., 2011. Right adolescent idiopathic thoracic curve (Lenke 1 A and B): does cost of instrumentation and implant density improve radiographic and cosmetic parameters? *Eur Spine J* 20, 1039–1047.

5.3.8 Figures and tables

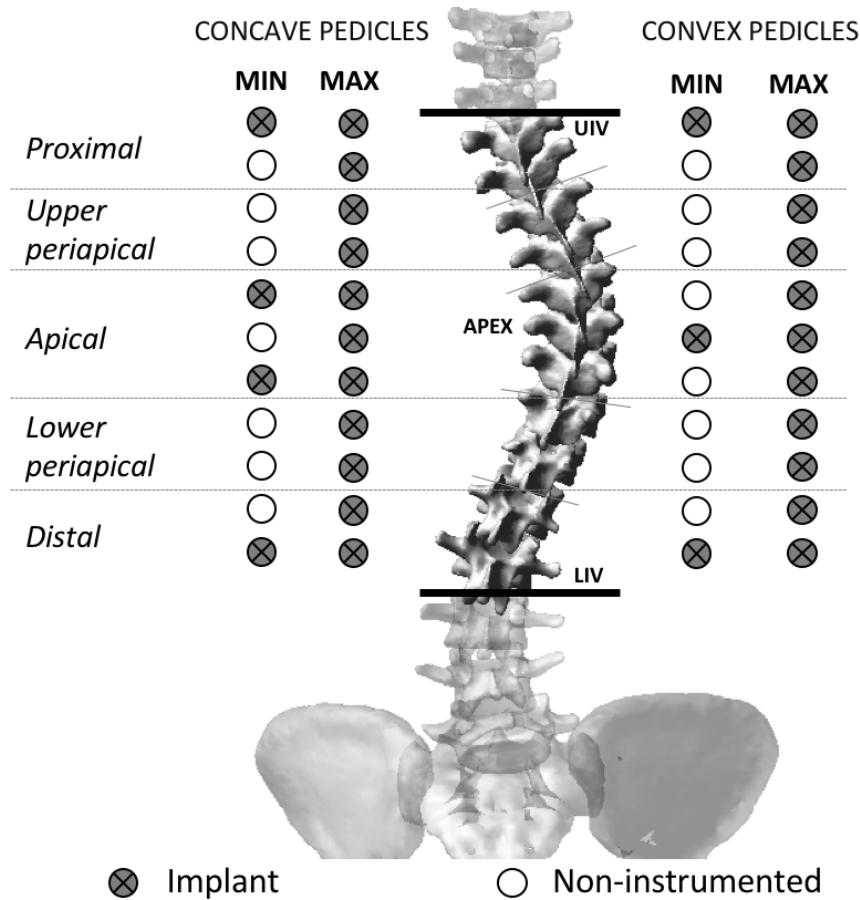


Figure 5-11 : Division of the instrumented levels of a thoracic scoliosis curve pattern into five functional regions with levels of implant placement (min /max) for each region.

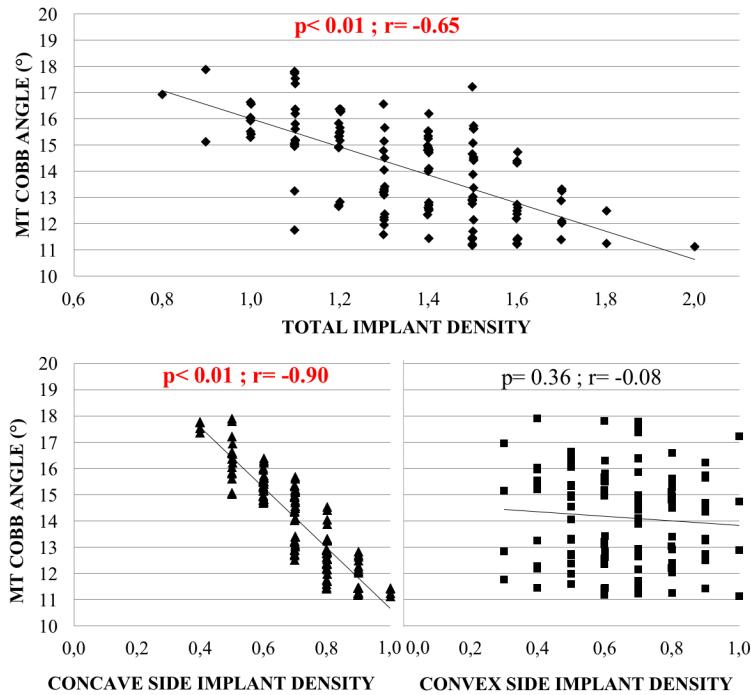


Figure 5-12 : Association between overall, concave and convex side implant density and resulting main thoracic (MT) Cobb angle after simulations of surgical instrumentation corrections with the 128 implant configurations for case #5.

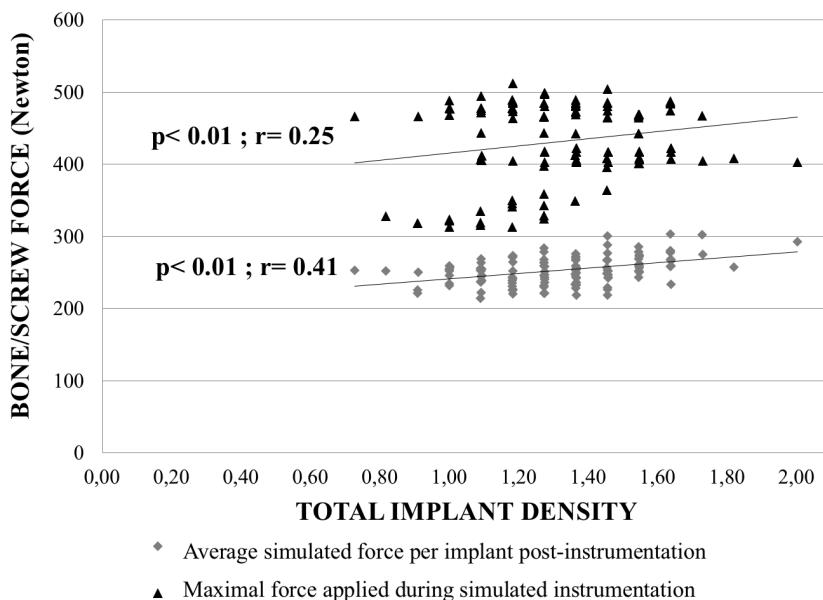


Figure 5-13 : Data for 128 simulated surgical instrumentation patterns for case #4. Implant density is associated with increased force at the bone screw interface, both maximal force during correction maneuvers and average force per implant after the correction are computed.

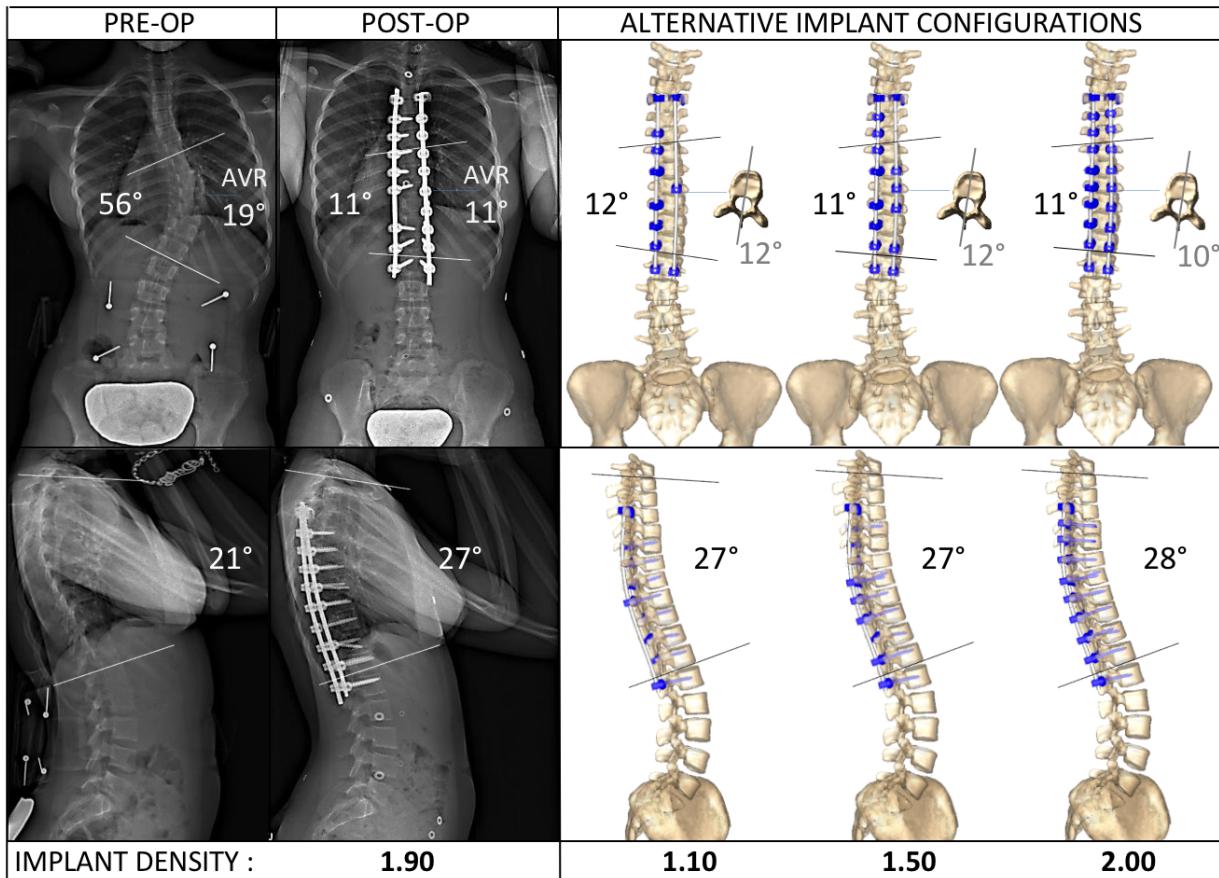


Figure 5-14 : For case #5, low implant density constructs provide a similar simulated 3D correction as high implant density patterns.

Tableau 5-3 : Demographic data, preoperative curve characteristics and instrumentation features

Tableau 5-4 : Range of computed clinical indices after simulated instrumentation maneuvers with the 128 different implant configurations. The association between implant density and curve correction was calculated for each case.

CASE		1	2	3	4	5	6	7	8	9
Main Thoracic Cobb angle	Simulated	15° to 17°	6° to 16°	6° to 11°	17° to 22°	11° to 18°	16° to 20°	35° to 40°	10° to 16°	12° to 18°
	Correlation with implant density	p<0.01 r=-0.36	p<0.01 r=-0.50	p<0.01 r=-0.41	p<0.01 r=-0.54	p<0.01 r=-0.65	p<0.01 r=-0.75	p<0.01 r=-0.55	p<0.01 r=-0.29	p<0.01 r=-0.57
Thoracic kyphosis	Simulated	36° to 39°	20° to 27°	27° to 31°	49° to 52°	27° to 29°	30° to 32°	26° to 30°	31° to 36°	30° to 33°
	Correlation with implant density	p<0.01 r=0.36	p<0.01 r=-0.34	p=0.28 r=-0.09	p=0.45 r=-0.07	p=0.12 r=0.13	p<0.01 r=-0.41	p=0.09 r=-0.15	p<0.01 r=0.40	p=0.13 r=-0.14
Apical vertebral rotation	Simulated	8° to 10°	8° to 15°	9° to 13°	4° to 7°	8° to 13°	5° to 8°	12° to 16°	0° to 2°	4° to 11°
	Correlation with implant density	p<0.01 r=-0.48	p=0.02 r=-0.29	p<0.01 r=-0.37	p=0.05 r=-0.16	p=0.71 r=0.02	p=0.02 r=-0.20	p<0.01 r=-0.25	p<0.01 r=-0.48	p=0.01 r=-0.29

Tableau 5-5 : Highest force sustained by implants during simulated surgical correction and average simulated force per implant post-instrumentation obtained through simulation of the different screw configurations. The statistical association between implant density and force on implants is reported for each case.

CASE		1	2	3	4	5	6	7	8	9
HIGHEST FORCE ON AN IMPLANT DURING SURGERY (N)	Mean (SD)	355 (69)	423 (93)	517 (94)	428 (56)	449 (160)	524 (75)	543 (83)	561 (32)	332 (64)
	Range	220 to 441	254 to 586	354 to 658	313 to 512	222 to 704	391 to 672	359 to 653	480 to 622	226 to 506
	Correlation with implant density	p<0.01 r=0.35	p<0.01 r=0.59	p<0.01 r=0.38	p<0.01 r=0.25	p<0.01 r=0.45	p=0.05 r=0.16	p=0.87 r=0.01	p<0.01 r=0.56	p<0.01 r=0.42
AVERAGE FORCE PER IMPLANT POST-INSTRUMENTATION (N)	Mean (SD)	149 (20)	155 (44)	277 (27)	253 (19)	186 (49)	318 (16)	304 (17)	403 (18)	196 (25)
	Range	112 to 197	81 to 266	228 to 339	214 to 303	102 to 268	285 to 362	272 to 351	369 to 438	160 to 267
	Correlation with implant density	p<0.01 r=0.40	p<0.01 r=0.64	p<0.01 r=0.47	p<0.01 r=0.41	p<0.01 r=0.51	p<0.01 r=0.52	p=0.02 r=0.22	p=0.01 r=0.24	p<0.01 r=0.27

5.4 Étude de sensibilité du modèle

Une étude de sensibilité sur certains paramètres du modèle a été réalisée afin de s'assurer que les approximations de modélisation n'affectent pas les conclusions de notre étude. L'influence de 3 paramètres sur la correction et les efforts supportés par l'instrumentation a été investiguée :

1. Les rigidités intervertébrales :

Comme présenté précédemment les rigidités intervertébrales étaient issues de données extraites de la littérature puis personnalisées au patient en évaluant la réduction des courbures scoliotiques sur les radiographies en inflexion latérale. Le processus de personnalisation comporte plusieurs limites. D'une part la valeur des paramètres d'ajustement peut être sur- ou sous-estimée de par les erreurs de mesure de l'angle de Cobb lors de l'évaluation de la réductibilité des courbures. D'autre part, chaque terme a été affecté de la même façon par le coefficient optimisé à partir de l'évaluation de la rigidité en flexion latérale. Il n'a pas été possible de personnaliser indépendamment chaque terme de la matrice de rigidité, car seule la flexibilité en flexion latérale est évaluée de façon radiographique. Enfin, il n'était pas consigné dans le rapport chirurgical si des ostéotomies avaient été pratiquées, ce qui pourrait augmenter la flexibilité des liaisons intervertébrales. Afin d'évaluer l'influence de la rigidité intervertébrale sur la correction et les efforts supportés par l'instrumentation, un facteur α égal à 0.7 ou 1.3 a été multiplié à la matrice de rigidité (IV+30%, IV-30%). L'application de ces facteurs a été motivée par le fait que la pratique d'une ostéotomie de Ponte résulte en moyenne d'une diminution de 33% en flexion (Sangiorgio *et al.*, 2013).

Équation 7 : Relation entre force (\vec{F}) et déplacement (\vec{D}) considérant la matrice de rigidité $[K]$, le coefficient de personnalisation β , et le facteur α issu de l'étude de sensibilité.

$$(\vec{F}) = \alpha * \beta * [K] * (\vec{D})$$

2. La rigidité de l'interface os-implant :

Lors des simulations chirurgicales présentées dans cette thèse, la rigidité a été considérée identique pour chaque niveau vertébral et quel que soit le type de vis utilisé (diamètre du corps de vis, type

de filet, etc). Afin d'évaluer l'influence de la rigidité de l'interface os-implant sur la correction et les efforts supportés par l'instrumentation, un facteur γ égal à 0.7 ou 1.3 a été multiplié à la matrice de rigidité (OI+30%, OI-30%). Le choix de ces facteurs a été basé sur l'étude de Bianco *et al.* qui a évalué la raideur de l'interface os-implant à différents niveaux vertébraux avec plusieurs types de vis et qui a rapporté que le diamètre des vis était le plus influant, avec une augmentation de près de 30% de la raideur due à une augmentation de 1mm du diamètre de vis (Bianco, 2015).

3. Le placement des implants dans les vertèbres :

Lors des simulations, la position des implants a été ajustée qualitativement afin qu'ils soient alignés les uns par rapport aux autres. En chirurgie, la complexité et le manque de visibilité des structures anatomiques font de l'insertion une étape délicate, et les implants ne peuvent pas toujours être parfaitement alignés (Sarlak *et al.*, 2009). Afin d'évaluer l'influence du placement des implants sur la correction et les efforts supportés par l'instrumentation, une position alternative d'implants a été générée en déplaçant le point d'insertion de chaque implant de façon aléatoire dans un intervalle de ± 1 mm et l'orientation d'insertion de $\pm 3^\circ$. Ces valeurs ont été définies de façon à s'assurer que le corps de la vis n'enfreigne pas la paroi des pédicules dans le modèle.

L'influence de la variation de ces 3 paramètres sur la correction 3D et les efforts supportés par l'instrumentation a été investiguée sur le cas #1 de l'article #3 présenté dans ce chapitre. En plus de la configuration de référence utilisée dans l'article, l'intégralité du plan d'expériences a été réitérée cinq fois, en modifiant chacun des paramètres précédemment présentés de façon indépendante (IV+30%, IV-30%, OI+30%, OI-30%, Implants positions alternatives). La sensibilité du modèle a été évaluée en termes d'angle de Cobb, de cyphose thoracique, et de la AVR après simulation de l'instrumentation. La sensibilité du modèle a été également évaluée en termes d'efforts supportés par l'instrumentation (effort maximal exercé sur un implant pendant la simulation de chirurgie, et effort moyen supporté par les implants après instrumentation).

Impact sur la correction 3D

Pour chacun des 6 plans d'expériences réalisés, les corrections moyennes obtenues au travers de la simulation des 128 configurations d'implants sont reportées à la Figure 5-15. Seule la réduction de la rigidité intervertébrale de 30% impacte la correction 3D (augmentation de la correction de 4° de l'angle de Cobb et de 3° de la AVR). L'effet de la densité d'implants a été évalué pour chaque plan d'expériences, à partir de la différence de correction 3D obtenue au travers de la simulation des 128 configurations du plan d'expériences, et de la corrélation entre la densité d'implants et la correction 3D (Tableau 5-6). Seule la position d'implants alternative a affecté l'association entre la densité d'implants et la cyphose thoracique résultante (configuration d'implants de référence : $r= 0.25$ vs configuration d'implants alternative : $r= -0.04$).

Impact sur les efforts supportés par l'instrumentation

Pour chacun des 6 plans d'expériences, les efforts moyens obtenus au travers de la simulation des 128 configurations du plan d'expériences sont rapportés à la Figure 5-16. L'augmentation, la réduction de la rigidité intervertébrale ainsi que la position alternative d'implants ont eu un effet sur les efforts supportés par l'instrumentation (effort maximal : -24%, +38% et +24% respectivement, effort moyen : -14%, +14% et +42%). Pour chaque plan d'expériences, la différence de force entre les configurations générant le plus et le moins de forces sur l'instrumentation et la corrélation entre la densité d'implants et les efforts supportés par l'instrumentation ont été évaluées (Tableau 5-7). L'effet de la densité d'implants n'a été affecté par aucun des paramètres évalués.

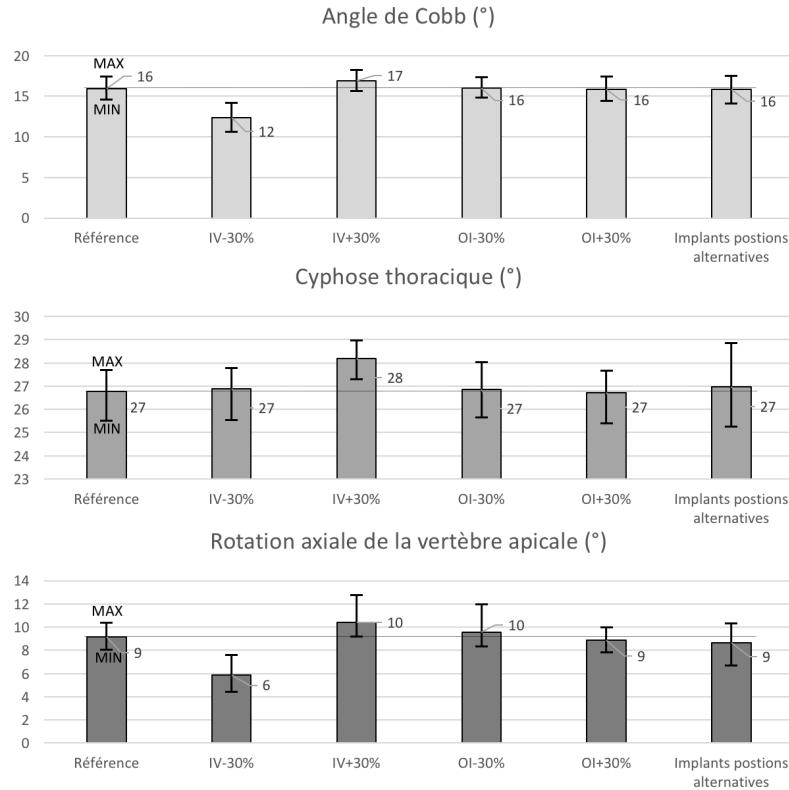


Figure 5-15 : Correction 3D moyenne, minimale, et maximale obtenue lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation en affectant chacun des paramètres étudiés

Tableau 5-6 : Différence de correction 3D obtenue lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation et corrélation entre la densité d'implants et chaque indice pour chacun des paramètres étudiés. (* indique une association statistiquement significative, $p < 0.05$)

		Référence	IV-30%	IV+30%	OI-30%	OI+30%	Implants postions alternatives
Angle de Cobb	Différence (°)	3	4	3	3	3	3
	Corrélation vs densité d'implants	-0.36*	-0.28*	-0.47*	-0.37*	-0.32*	-0.39*
Cyphose thoracique	Différence (°)	2	2	2	2	2	4
	Corrélation vs densité d'implants	0.25*	0.20*	0.22*	0.26*	0.24*	-0.04
Rotation axiale de la vertèbre apicale	Différence (°)	2	3	4	4	2	4
	Corrélation vs densité d'implants	-0.48*	-0.49*	-0.51*	-0.39*	-0.44*	-0.51*

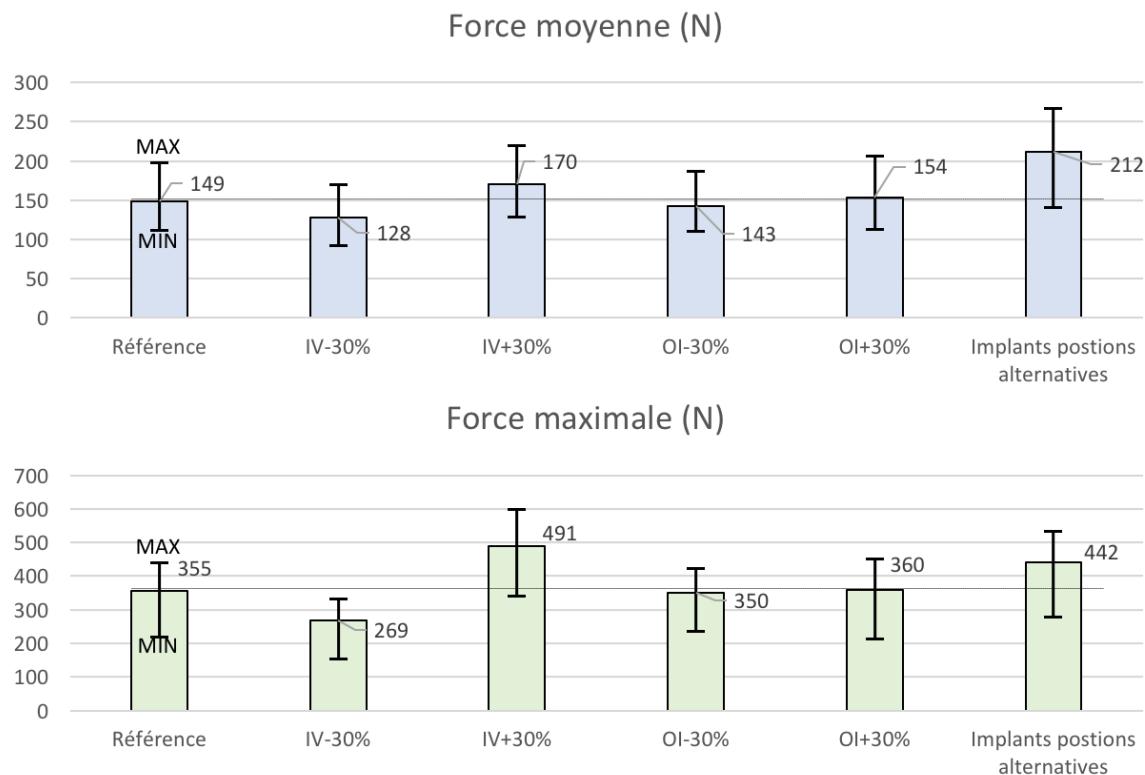


Figure 5-16 : Efforts moyens, minimaux, et maximaux obtenus lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation en affectant chacun des paramètres étudiés.

Tableau 5-7 : Différence de forces appliquées sur l'instrumentation lors de la simulation des 128 configurations d'instrumentation et corrélation entre la densité d'implants et les efforts pour chacun des paramètres étudiés. (* indique une association statistiquement significative, p<0.05)

		Référence	IV-30%	IV+30%	OI-30%	OI+30%	Implants postions alternatives
Force moyenne par implant après instrumentation	Différence (N)	85	78	92	76	93	126
	Corrélation vs densité d'implants	0.41*	0.31*	0.46*	0.35*	0.45*	0.37*
Force maximale exercée sur un implant pendant la correction	Différence (N)	221	178	258	189	240	256
	Corrélation vs densité d'implants	0.36*	0.20*	0.52*	0.27*	0.41*	0.37*

5.5 Discussion sur la validité du modèle numérique de simulation chirurgicale

Le modèle numérique a permis de simuler des corrections en adéquation avec celles obtenues en chirurgie, avec une différence d'indices cliniques géométriques postopératoires et simulés inférieure à 5° (Tableau 5-1). Comme expliqué à la section 1.4.2.3 de cette thèse, une validation directe de la simulation chirurgicale à partir de la comparaison des résultats chirurgicaux simulés et postopératoires n'est toutefois pas possible, car les résultats chirurgicaux postopératoires ont eux-mêmes été utilisés pour calibrer la simulation. Une validation indirecte de certaines sous-étapes de la simulation des manœuvres d'instrumentation chirurgicale a pu être effectuée en confrontant la valeur des paramètres servant à la calibration du modèle à celles reportées dans la littérature. Pour les cas de scoliose analysés dont l'angle de Cobb de la courbure thoracique majeure était compris entre 43° et 70°, le couple appliqué sur la tige concave était compris entre 5.7 et 11.1 N.m (Tableau 5-2). Les couples rapportés par Lou *et al.* (2002) à partir de la mesure du couple de rotation de la tige concave en chirurgie était compris entre 6.5 et 12 N.m lors de l'instrumentation de 7 cas de scoliose dont l'angle de Cobb préopératoire était compris entre 48° et 80° (Lou et al., 2002). La force de dérotation vertébrale appliquée sur les dérotateurs lors de la simulation de la manœuvre de dérotation *En bloc* était comprise entre 68 et 116 N (Tableau 5-2). Bien qu'aucune étude ne rapporte les efforts appliqués sur les dérotateurs en chirurgie, Cheng *et al.* (2010) ont mesuré expérimentalement que des efforts de dérotation d'en moyenne 141 N, appliqués sur un montage similaire à celui modélisé, conduisent à une brèche des pédicules. Les efforts simulés lors de ces deux manœuvres de correction étant du même ordre de grandeur que ceux mesurés expérimentalement et en dessous du seuil de rupture de l'instrumentation, la simulation chirurgicale est en adéquation avec la chirurgie d'instrumentation.

L'analyse de sensibilité a permis d'évaluer l'impact de trois paramètres de modélisation sur la correction des indices cliniques géométriques et les efforts supportés par l'instrumentation durant la chirurgie. Cette analyse a démontré que la correction 3D est impactée par les rigidités intervertébrales et que les efforts supportés par l'instrumentation étaient sensibles au mauvais alignement des implants. L'impact des trois paramètres sur la corrélation entre la densité d'implants et la correction des indices cliniques géométriques ainsi qu'avec les efforts supportés par

l'instrumentation durant la chirurgie a été évalué. De tous les paramètres, seule la position d'implants alternative a modifié l'association entre la densité d'implants et la correction, en particulier, la cyphose thoracique résultante de l'instrumentation. Cela démontre que l'orientation des vertèbres dans le plan sagittal est sensible à l'orientation d'insertion des vis pédiculaires. Bien que l'estimation de ces paramètres dans le modèle ait un effet sur la valeur absolue des résultats de correction et d'efforts, l'étude présentée au chapitre 5 dans l'article #3 est basée sur une analyse comparative des résultats de simulation afin d'évaluer l'impact de la densité et distribution d'implants. L'analyse de sensibilité du modèle a démontré que l'effet de la densité d'implants n'était pas affecté par les hypothèses de modélisation, n'impactant donc pas la validité des conclusions de notre étude.

L'impact de la modélisation du comportement mécanique des tiges dans le simulateur n'a pas pu être adressé dans l'analyse de sensibilité. En raison de la complexité à modéliser un comportement élastoplastique avec la méthode de modélisation des tiges par segments finis, seule la composante élastique a été considérée. Dans la simulation des 9 cas scoliotiques, le moment de flexion maximal supporté par les tiges insérées du côté concave était compris entre 12.4 et 18.6 N.m (Tableau 5-2). D'après la théorie des poutres, l'entrée en plasticité de tiges de 5.5 mm en CoCr (limite d'élasticité de 827 MPa) est atteinte pour un moment de flexion pure de 13.5 N.m. Dans 8 cas sur 9, des déformations plastiques se seraient donc produites. L'entrée en plasticité des déformations des tiges pendant l'instrumentation chirurgicale a également été mise en évidence dans d'autres études numériques (Abe *et al.*, 2015; Salmingo *et al.*, 2012). Le modèle n'a donc pas été en mesure de tenir compte des déformations irréversibles des tiges pendant l'instrumentation et de la diminution de la raideur associée à la non linéarité du comportement élastoplastique du matériau. Cette limite de modélisation pourrait contribuer à une surestimation des efforts supportés par les implants dans le simulateur. La diminution de la raideur liée à l'entrée en plasticité de la tige concave pourrait limiter localement l'effet de contrainte et l'augmentation des efforts associée à l'augmentation du nombre d'implants mis en évidence dans l'article # 3 de cette thèse. On peut cependant noter que pour des tiges de 6.35 mm en CoCr ou des tiges de 5.5 mm en *ultra high strength SS*, un moment de flexion pure de 20.7 N.m et 22.5 N.m est nécessaire pour atteindre des déformations plastiques des tiges, ce qui suggère que l'état de déformation plastique n'aurait pas été atteint avec ce type de tiges lors de la simulation des 9 cas. Cela met en évidence que le choix du type de tige peut avoir un impact sur les efforts dans le montage. L'intégration du comportement non linéaire de la rigidité

des matériaux dans la modélisation permettrait d'évaluer cet impact. Toutefois, le phénomène de déformations permanentes et d'écrouissage du matériau associé au comportement plastique des tiges peut être très complexe à modéliser avec l'approche de modélisation d'un corps flexible par la méthode des segments finis. Dans le cas d'une analyse du changement de forme des tiges et des contraintes internes dues à la chirurgie d'instrumentation, il serait pertinent de modéliser les tiges en corps flexibles ou de se tourner vers une approche de modélisation par éléments finis.

La validité du modèle de simulation chirurgicale pourrait être garantie par le développement d'outils de mesure intraopératoires de la configuration d'instrumentation (position des implants par rapport aux vertèbres, forme des tiges préinsertion), des efforts appliqués par les chirurgiens (couple de rotation de la tige, force de dérotation, forces de compression/distraction) et de ces manipulations (angle de rotation de la tige, angle de dérotation vertébrale, distance de compression/distraction). Ultimement, le simulateur pourrait être validé en simulant de façon prospective la chirurgie d'instrumentation de cas scoliotiques et en comparant les résultats simulés à ceux postopératoires.

CHAPITRE 6 IMPACT DU CINTRAGE ET DES DÉFORMATIONS INTRA ET POSTOPÉRATOIRES DES TIGES D'INSTRUMENTATION SUR LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE

6.1 Évaluation de la précision de reconstruction de la forme des tiges d'instrumentation

Afin de répondre à l'objectif 2 de ce projet doctoral, il était nécessaire d'être en mesure de suivre l'évolution de la forme des tiges à partir du moment où elles sont cintrées par le chirurgien jusqu'après la chirurgie, une fois implantées dans le patient. Des techniques de reconstruction de la forme des tiges pré- et post insertion ont été développées et la précision de chaque technique a été évaluée.

6.1.1 Forme préinsertion

6.1.1.1 Tracé des tiges

Le traçage du contour des tiges d'instrumentation sur un papier stérile juste avant qu'elles soient insérées dans le patient a été réalisé depuis plusieurs années dans notre institution (Figure 6-1).

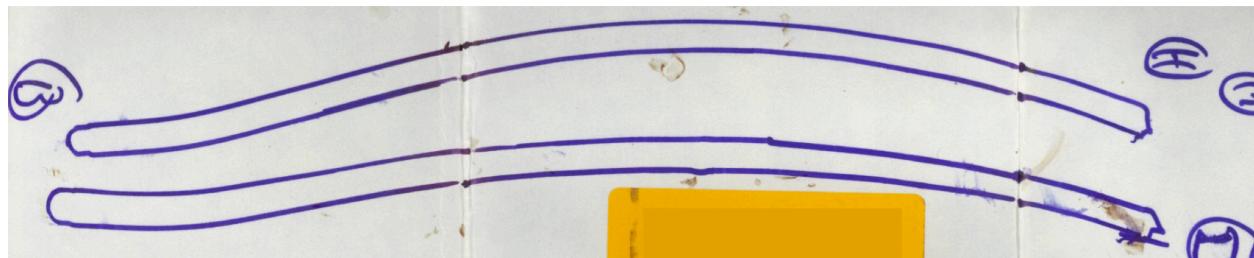


Figure 6-1 : Tracé intraopératoire du contour des tiges avant d'être insérées dans le patient

La précision de reconstruction des tracés a été évaluée sur trois tiges, en comparant les formes reconstruites à deux reprises par deux opérateurs, soit quatre reconstructions pour chaque tige. Une interface graphique de mesure a été développée à l'aide du logiciel Matlab (The Mathworks, Inc. Natick, MA) afin de reconstruire la forme des tiges à partir de la numérisation du tracé. La reconstruction nécessite dans un premier temps la calibration de l'image à partir d'une règle numérisée avec le tracé. La taille de chaque pixel est alors connue. L'opérateur identifie ensuite 20

points sur l'axe central de la tige (approximativement un point tous les centimètres) (Figure 6-2 (A)). L'algorithme utilise une fonction d'interpolation cubique afin de définir 200 points passant par les 20 points précédemment identifiés (Figure 6-2 (B)). L'abscisse curviligne de la tige (longueur de la tige sans courbures), la courbure mesurée à partir des tangentes aux extrémités et la déflexion maximale de la tige sont calculées à partir de la reconstruction. La différence maximale entre deux mesures d'une même tige était de 3 mm pour l'abscisse curviligne, de 3° pour la courbure et de 2 mm pour la déflexion maximale (Tableau 6-1).

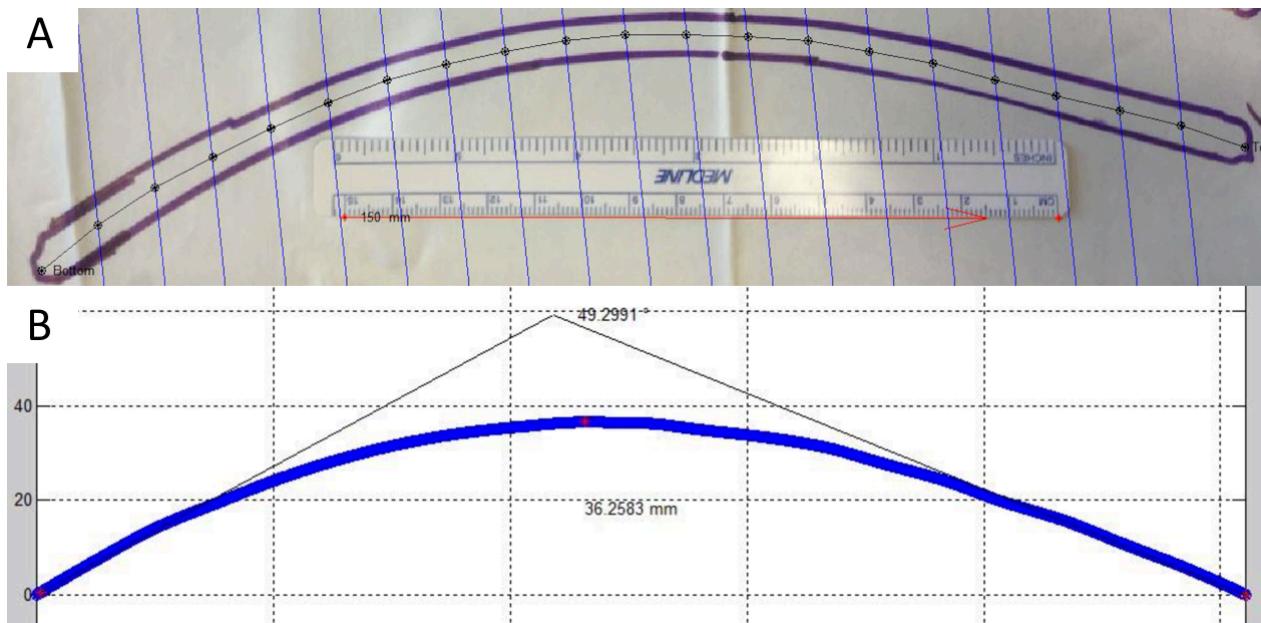


Figure 6-2 : Calibration et identification de points le long de l'axe central de la tige n°2 (A) et interpolation de la forme de la tige et calcul de la courbure et de la déflexion maximale (B)

Tableau 6-1 : Comparaison des indices géométriques mesurés sur trois tiges, par deux opérateurs, à deux reprises chacun.

		Opérateur 1		Opérateur 2	
		Reconstruction :		Reconstruction :	
		1	2	1	2
Tige 1	Abscisse curviligne (mm)	279	281	278	279
	Courbure (°)	34	34	33	34
	Déflexion maximale (mm)	21	20	19	21
Tige 2	Abscisse curviligne (mm)	302	300	303	302
	Courbure (°)	49	48	44	44
	Déflexion maximale (mm)	36	34	31	31
Tige 3	Abscisse curviligne (mm)	245	247	245	246
	Courbure (°)	38	38	37	38
	Déflexion maximale (mm)	24	24	24	25

L'exactitude de la mesure de la forme des tiges à partir des tracés n'a pas pu être évaluée, car il n'était pas possible de connaître la forme exacte des tiges a posteriori. Il est à noter que la précision et l'exactitude de mesures à partir du tracé est dépendant de la qualité du tracé et comme montré à la Figure 6-3, dans certains cas le tracé des tiges est difficilement exploitable.

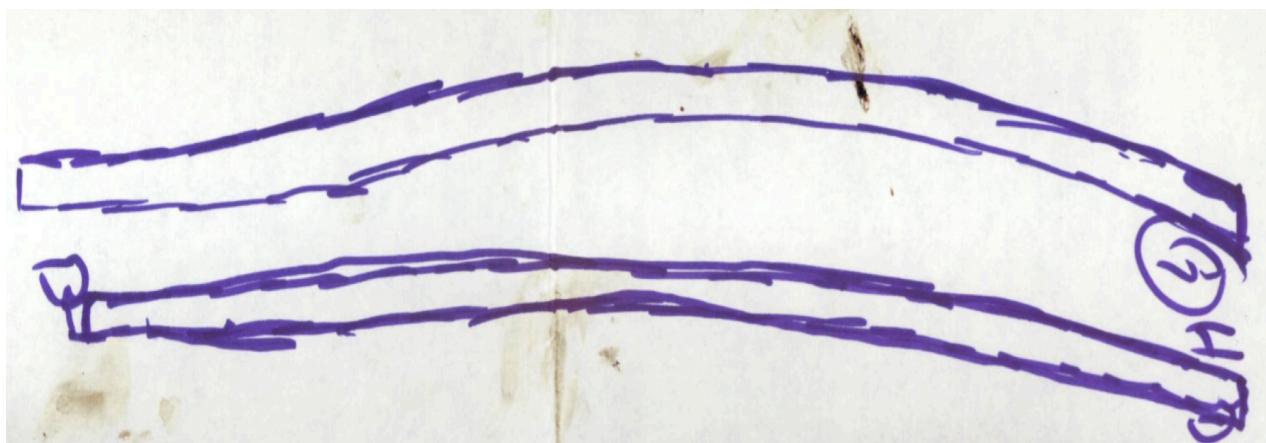


Figure 6-3 : Exemple d'un tracé des tiges où le contour est de mauvaise qualité

6.1.1.2 Photographie des tiges

Notre groupe de recherche fait partie du Harms Study Group, regroupant 17 centres hospitaliers en Amérique du Nord. Il vise à construire une importante base de données multicentrique pour évaluer, entre autres, l'effet du cintrage sur la correction des courbures scoliotiques. Afin de s'affranchir de la variabilité de qualité des tracés sur papier, il nous a été demandé d'établir un protocole de mesure de la forme préopératoire des tiges d'instrumentation à partir d'une photographie.

Prise de la photographie

La prise d'une photographie en salle de chirurgie implique qu'elle soit prise en dehors du champ stérile opératoire. Afin que le protocole soit adopté par le plus de centres hospitaliers possible, il a été décidé d'utiliser seulement du matériel déjà présent en salle de chirurgie. Le protocole présenté à la Figure 6-4 a été proposé. Le protocole implique que la tige soit placée sur une surface plane rectangulaire, dont les quatre coins peuvent être identifiés (exemple : bac à implants présents dans la zone stérile), et à côté d'une règle stérile. La photographie doit être prise avec flash, à une distance d'approximativement 50 cm, aussi parallèlement que la zone stérile le permet.

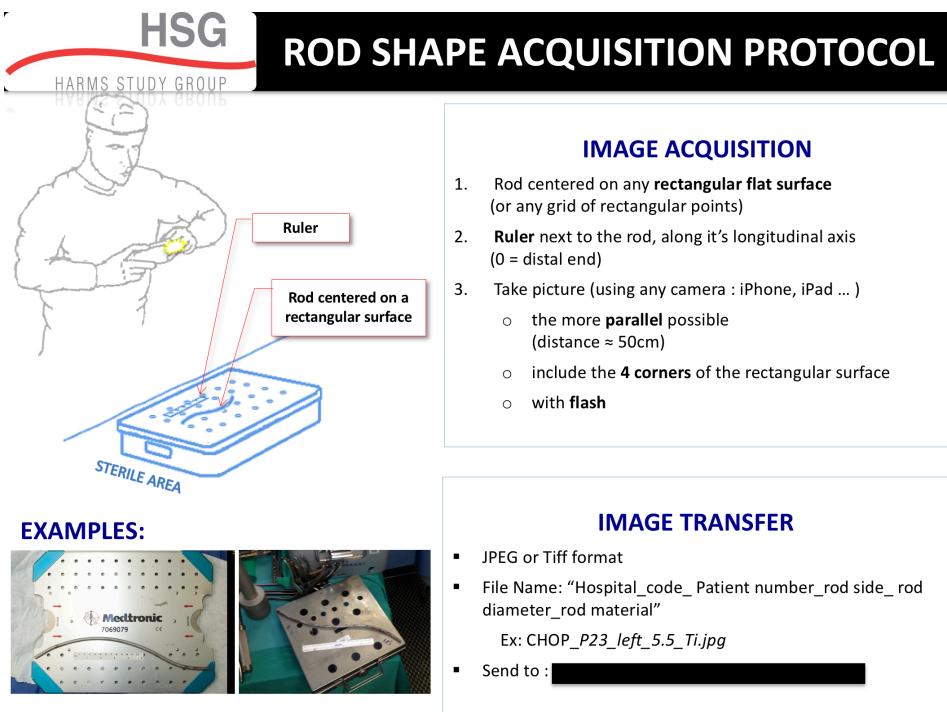


Figure 6-4 : Protocole d'acquisition de la forme des tiges à partir d'une photographie.

Reconstruction de la tige

La reconstruction de la tige à partir de la photographie implique trois étapes. Une interface utilisateur a été développée à l'aide du logiciel Matlab pour reconstruire la forme des tiges.

1. Correction de la perspective

La prise de la photographie n'étant pas totalement parallèle au plan dans lequel se trouve la tige, l'effet de perspective modifie la perception de sa forme. Afin de corriger cet effet de perspective, une transformation projective de l'image par homographie a été réalisée (Zhang *et al.*, 2004). L'opérateur identifie les quatre coins de l'objet rectangulaire (Figure 6-5(A)). Sachant que les côtés de l'objet sont parallèles deux à deux, il est possible de déterminer la matrice d'homographie afin de transformer l'image (Figure 6-5(B)). Toutefois, les dimensions de l'objet rectangulaire n'étant pas connues, l'image n'est pas calibrée et le rapport hauteur/largeur reste indéterminé.

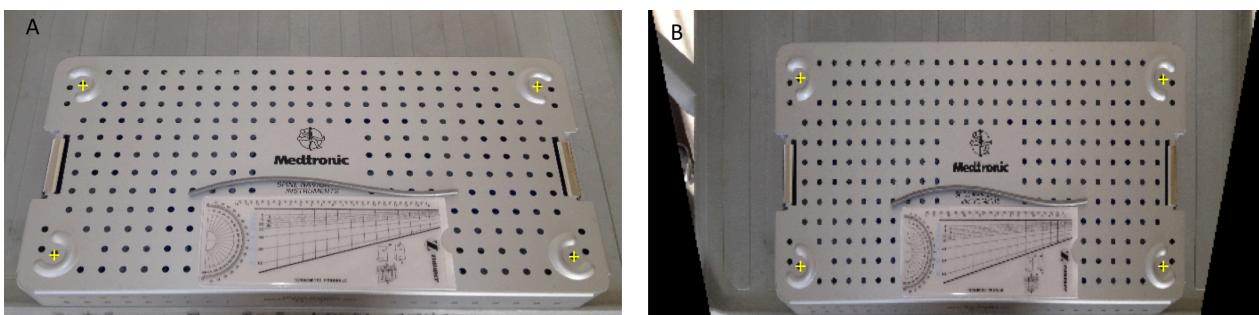


Figure 6-5 : Image initiale (A) où les quatre coins de l'objet rectangulaire ont été identifiés et l'image transformée par homographie (B)

2. Calibration de l'image

L'opérateur sélectionne ensuite deux points (pixels) sur la règle et 12 points sur la tige afin de définir le diamètre de la tige à 6 endroits distincts (Figure 6-6). Connaissant la longueur du segment identifié sur la règle et le diamètre de la tige, le rapport hauteur/largeur de l'image a été modulé de façon à minimiser l'erreur de reconstruction du diamètre de la tige aux six endroits (méthode des moindres carrés).



Figure 6-6 : Identification d'un segment sur la règle et du diamètre de la tige à six endroits à des fins de calibration

3. Acquisition de la forme des tiges

L'opérateur sélectionne ensuite des points le long de l'axe central de la tige pour reconstruire sa forme (Figure 6-7). Une fonction d'interpolation cubique a été utilisée pour définir 200 points le long de la tige entre les points identifiés.

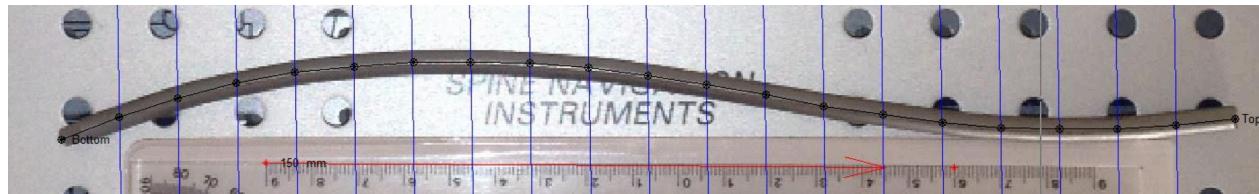


Figure 6-7 : Identification de 20 points sur l'axe central de la tige

Validation du protocole de reconstruction

Une tige, dont la forme a été précédemment mesurée avec un bras palpeur et numériseur 3D (Microscribe, Immersion Co., San Jose, CA) dont la précision est de 0.3 mm), a été utilisée pour comparer la forme reconstruite à l'aide du protocole. La prise photographique a été réalisée avec plusieurs incidences par rapport à l'horizontale à l'aide d'un niveau numérique. L'erreur d'estimation des paramètres de la tige est reportée au Tableau 6-2. On peut remarquer que l'erreur d'estimation de la forme des tiges augmente avec l'angle d'incidence de la prise de la photographie. Cela est dû au fait que la tige ne se trouve pas exactement dans le plan d'homographie de par son épaisseur. Plus l'angle d'incidence est élevé plus la tige est étirée lors de la projection homographique, ce qui introduit des erreurs lors de l'étape de calibration. En considérant qu'une incidence inférieure à 30° permet à l'opérateur de se tenir en dehors de la zone stérile, le protocole permet une reconstruction de la forme des tiges avec une erreur d'estimation inférieure à 2mm pour l'abscisse curviligne, 3° pour la courbure et 3 mm pour la déflexion maximale.

Tableau 6-2 : Erreur d'estimation de l'abscisse curviligne, de la courbure et de la déflexion maximale de la tige en fonction de l'incidence de la photographie.

Angle d'incidence de la photographie	Erreurs d'estimation			
	Abscisse curviligne	Courbure	Déflexion maximale	
	5°	0 mm	1°	0 mm
	10°	1 mm	0°	0 mm
	15°	1 mm	0°	1 mm
	20°	2 mm	1°	1 mm
	25°	2 mm	2°	1 mm
	30°	2 mm	3°	3 mm

6.1.2 Forme post-insertion

Une fois l'instrumentation terminée, la forme 3D des tiges, dite « forme 3D post-insertion » peut être obtenue à l'aide des techniques de reconstruction stéréographique présentées à la section 1.4.1 de cette thèse. À la fin de l'instrumentation, alors que le patient est en décubitus ventral sur la table d'opération, deux radiographies conventionnelles PA et LAT sont réalisées (Figure 6-8 (A)). Après la chirurgie, les radiographies sont réalisées en position debout avec le système d'imagerie EOS (Figure 6-8 (B)). Ces deux modalités d'imagerie impliquant des techniques de reconstruction différentes, l'exactitude et la précision de chacune d'elles ont été évaluées.

La précision de reconstruction a été évaluée en comparant les reconstructions des tiges d'instrumentation réalisées par trois opérateurs, à partir des radiographies intraopératoires (Figure 6-8 (A)) et une semaine après la chirurgie (Figure 6-8 (B)). Chaque opérateur a identifié les mêmes marqueurs sur chaque paire de radiographies (extrémités des tiges et centre de la connexion entre les tiges et les vis pédiculaires). La différence de position de chaque marqueur a été comparée entre les reconstructions effectuées par les trois opérateurs. Les reconstructions des tiges sont présentées à l'annexe C.

Pour la reconstruction de la forme intraopératoire des tiges à partir des radiographies conventionnelles, la différence de position 3D des points identifiés était en moyenne de 1.0 ± 0.4 mm (max 1.9 mm). Pour la reconstruction de la forme postopératoire des tiges à partir du système EOS, la différence de position 3D des points identifiés était en moyenne de 0.6 ± 0.3 mm (max 1.6 mm).

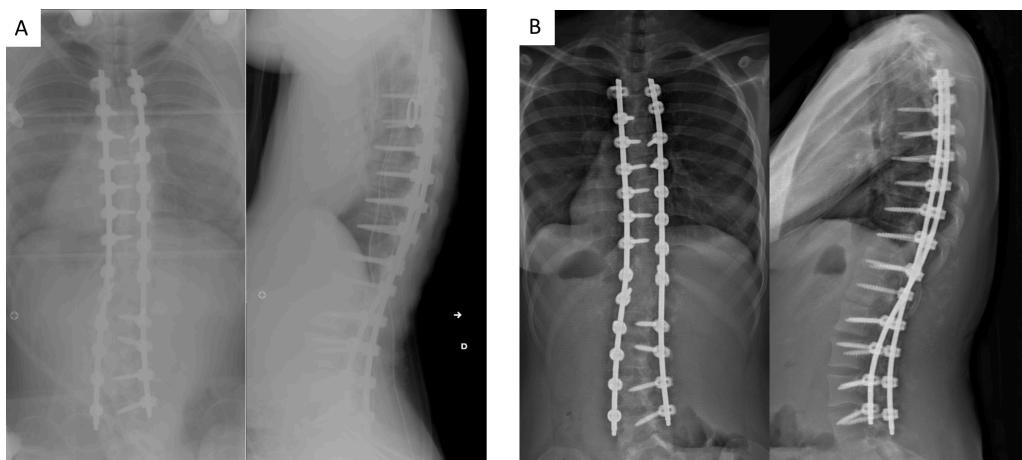


Figure 6-8 : Radiographies intraopératoires conventionnelles (A) et postopératoires EOS (B)

Afin d'évaluer l'exactitude des reconstructions, une colonne vertébrale synthétique a été instrumentée sur neuf niveaux vertébraux avec une tige de 5.5 mm de diamètre en *titane* (Figure 6-9 (A)). La position du centre de la connexion entre la tige et chaque implant a été mesurée avec un bras palpeur numériseur (Microscribe). Le modèle synthétique a été radiographié de façon conventionnelle (Figure 6-9 (B)) et dans le système EOS (Figure 6-9 (C)). La reconstruction 3D de la tige avec chacun des systèmes d'imagerie a consisté en l'identification du centre des connexions tige-implants. Le même opérateur a réitéré trois fois la reconstruction de la tige avec chaque technique de reconstruction, et la position de chaque point de la tige a été définie comme la moyenne des trois positions reconstruites. Chaque reconstruction se trouvant dans son propre référentiel, un recalage rigide des tiges reconstruites par rapport à la forme de la tige de référence a été effectué. Cela consiste à déterminer la matrice de transformation géométrique (rotation, translation) qui minimise la distance entre deux objets constitués du même nombre de points (Söderkvist et al., 1993). L'exactitude de la reconstruction a été définie comme la moyenne des distances entre les points reconstruits et les points de référence. Les reconstructions de la tige sont présentées à l'annexe D.

L'exactitude de la méthode de reconstruction conventionnelle a été estimée à 0.6 mm (différence maximale entre deux points de 1.1 mm), et celle avec le système EOS à 0.5 mm (différence maximale entre deux points de 0.9 mm).



Figure 6-9 : Modèle synthétique d'une colonne vertébrale instrumentée (A), radiographié de façon conventionnelle (B) et dans le système EOS (C)

Afin d'évaluer l'impact de la précision de reconstruction des tiges sur les indices géométriques, la géométrie de référence (mesurée avec le bras palpeur numériseur) a été modifiée afin de refléter les potentielles erreurs de reconstruction. La géométrie de la tige a été reproduite 100 fois en déplaçant la position de chaque point dans un intervalle aléatoire de 1 mm. Pour chaque tige l'abscisse curviligne, la courbure, la déflexion maximale ainsi que l'orientation du plan de courbure maximale (orientation du plan passant par l'extrémité des tiges et le point où la déflexion est maximale par rapport au plan sagittal) ont été calculées. Une différence maximale d'estimation de 6 mm de l'abscisse curviligne a été trouvée, de 2 mm pour la déflexion maximale, de 4° pour la courbure et de 4° pour l'orientation du plan de courbure maximale.

L'évaluation de l'exactitude et de la précision des méthodes de reconstruction des tiges intra et postopératoires permet d'apprécier dans quelle mesure ces méthodes sont adéquates considérant les changements de forme intra et postopératoires qui seront présentés dans les articles #4 et #5 dans ce chapitre.

6.2 Situation et résumé de l'article # 4

Cet article, intitulé « 3D rod shape changes in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: how much does it impact correction? », a été soumis à la revue *European Spine Journal* (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 2.066) le 14 janvier 2016. Ce travail de recherche est inscrit dans le cadre d'une collaboration avec le HARMS Study Group, dans lequel notre groupe de recherche est responsable du volet 3D de l'analyse des résultats chirurgicaux. L'objectif spécifique était d'évaluer l'effet du cintrage et des déformations 3D intraopératoires des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures scoliotiques, soit sur l'objectif O2a du projet doctoral. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%.

Les tiges de 5.5mm de diamètre en Cobalt Chrome de 35 patients présentant une courbure thoracique majeure ont été mesurées, avant leur insertion dans le rachis à partir du tracé du contour des tiges, puis pendant l'opération après l'exécution des manœuvres de correction et une semaine après l'opération, à l'aide des radiographies biplanaires (Figure 6-10). La courbure des tiges, leur déflexion maximale et l'orientation du plan de courbure maximale ont été analysées à chaque étape

(Figure 6-11). La relation entre le cintrage des tiges et la correction de la cyphose thoracique ainsi que de la rotation axiale vertébrale apicale a été évaluée.

L'angle de Cobb de la courbure thoracique majeure d'en moyenne $58\pm10^\circ$ avant l'opération a été corrigé à $15\pm8^\circ$ après la chirurgie. Avant insertion, les tiges étaient plus courbées du côté concave (courbure et déflexion : $39\pm8^\circ/25\pm6$ mm) que du côté convexe ($26\pm5^\circ/17\pm3$ mm) (Figure 6-12). Seule la forme des tiges concaves a changé après l'exécution des manœuvres de correction (aplatissement de $21\pm5^\circ/17\pm3$ mm ; $p<0.001$) mais est resté inchangée après l'opération. L'orientation du plan de courbure maximal des tiges une fois insérées était déviée par rapport au plan sagittal (concave : $27\pm19^\circ$ /convexe : $15\pm12^\circ$). Une relation linéaire significative était présente entre le cintrage relatif à la cyphose préopératoire (courbure de la tige concave – cyphose préopératoire) et le changement de cyphose ($R^2=0.58$; $p<0.01$)(Figure 6-13) ainsi qu'entre la déflexion différentielle concave/convexe des tiges et la correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale ($R^2=0.28$; $(p<0.01)$)(Figure 6-14).

Les manœuvres de correction induisent un changement du profil des tiges concaves, et les deux tiges se retrouvent dans un plan dévié du plan sagittal. Malgré ces déformations, le cintrage différentiel initial impacte la correction du plan sagittal et du plan transverse.

6.3 Article #4: 3D rod shape changes in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: how much does it impact correction?

Franck Le Navéaux, B.Eng.¹⁻², Carl-Eric Aubin, Ph.D, P.Eng.¹⁻², Stefan Parent, Ph.D, MD², Peter O. Newton, MD³, Hubert Labelle, MD²

1. Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Downtown Station

Montreal (Quebec)

H3C 3A7 CANADA

2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center

3175, Cote Sainte-Catherine Road

Montreal (Quebec)

H3T 1C5 CANADA

3. Rady Children's Hospital and Health Center

3020 Children's Way

San Diego, CA

92123 USA

6.3.1 Abstract

Purpose. Flattening of rods is known to reduce the correction capability of the instrumentation, but has not been studied in 3D. The aim is to evaluate the rods shape 3D changes during and immediately after instrumentation, and its effect on 3D correction.

Methods. The 5.5 mm CoCr rods of 35 right thoracic AIS patients were measured from rod tracings prior to insertion, and reconstructed in 3D from bi-planar radiographs taken intraoperatively after the correction maneuvers and 1 week postoperatively. The rod bending curvature, maximal deflection and orientation of the rod's plane of maximum curvature (RPMC) were computed at each stage. The relation between rod contour, kyphosis and apical vertebral rotation (AVR) was assessed.

Results. Main thoracic Cobb angle was corrected from $58 \pm 10^\circ$ to $15 \pm 8^\circ$. Prior to insertion, rods (5.5mm CoCr) were more bent on the concave side (curvature/deflection: $39 \pm 8^\circ/25 \pm 6\text{mm}$) than the convex side ($26 \pm 5^\circ/17 \pm 3\text{mm}$). Only the concave rod shape changed after the correction maneuvers execution (flattening of $21^\circ \pm 9^\circ/13 \pm 7\text{mm}$; $p < 0.001$) and stayed unchanged postoperatively. After instrumentation the RPMC was deviated from the sagittal plane (concave side: $27 \pm 19^\circ/\text{convex side: } 15 \pm 12^\circ$). There was a significant association between kyphosis change and the relative concave rod to spine contour (rod curvature - preoperative kyphosis) ($R^2 = 0.58$) and between AVR correction and initial differential concave/convex rods deflection ($R^2 = 0.28$).

Conclusions. Correction maneuvers induce a significant change of the concave rod profile. Both rods end in a plane deviated from the sagittal plane which is representative of the spinal curvature 3D orientation. Differential rod contouring technique has a significant impact on the resulting thoracic kyphosis and transverse plane correction.

Keywords. adolescent idiopathic scoliosis; rod contour; differential rod contouring; thoracic kyphosis; vertebral rotation.

6.3.2 Introduction

The goals of surgical instrumentation and fusion of adolescent idiopathic scoliosis (AIS), a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine, are to obtain a stable well-balanced spine and prevent deformity progression [1]. Contemporary posterior instrumentation consists of two rods anchored to pedicle screws inserted in the vertebrae [2]. During surgery, both rods act like a guide at each side of the instrumented segment to correct the three planes of deformity [3–5]. The rods are bent with a curved profile representative of the desired spinal sagittal contour and a straight profile aiming at straightening the curvature in the coronal plane [6]. Additionally, a differential contouring is often performed between the two rods to address the transverse plane deformity [6–8]. It consists in over-bending the rod inserted on the concave side to pull the concave side of the curve posteriorly and under-bending the rod inserted on the convex side to push the convexity of the curve anteriorly, creating a derotational torque to correct axial vertebral rotation.

Powerful intra-operative correction maneuvers are performed during surgery to correct the three planes of deformity generating substantial loads on the rods [9–11]. It has been reported that an important flattening of rods curvature occurs during instrumentation which reduces the instrumentation correction capability [5, 6]. Therefore, it is important to take those deformations into account when contouring the rods in order to anticipate post-operative rods shape. As demonstrated by the important variation in how surgeons contour the concave and convex rods [12], the impact of rod contour on patient post-operative sagittal profile and axial vertebral rotation correction remains not well understood. Moreover, Monazzam et al. found that the surgeon was the only significant predictor of restoring a normal postoperative kyphosis profile, which highlights the importance of intraoperative techniques and contouring strategy [13]. Although subjected to corrective forces in the three planes of deformity, the effect of intraoperative rod shape on spinal curve correction has not been previously studied in 3D.

Different types of rods are currently used for the correction of AIS. Rods stiffness depends on their diameter and mechanical properties, which are related to the material and the manufacturing process. Therefore, Cobalt Chromium (CoCr), Stainless Steel (SS) or Titanium (Ti) rods are likely to behave differently during scoliosis instrumentation and their ability to correct and maintain correction when subjected to 3D corrective forces should be taken into consideration [14–16]. Cidambi et al. reported an average flattening of 21° of 5.5 mm SS rods curvature and Salmingo et

al. a flattening of 16° of 6 mm Ti rods but in vivo CoCr rods deformations have not yet been studied [5, 6]. In vitro and numerical studies showed that the amount of in vivo rod deformation would lead to permanent plastic deformation but also that an elastic deformation would remain with a potential spring back effect [14, 17]. Previous studies evaluated rod shape changes before implantation and one week after surgery [5, 6], but it remains unclear whether rods shape changes are due to intra-operative corrective forces only and/or to post-instrumentation functional loads. Understanding the source of 3D rod deformation is important for the comprehension of forces acting on the spine [14, 17], and may help enhance instrumentation techniques and improve surgical outcomes of scoliosis correction from a 3D perspective.

In this study, we hypothesized that initial rods contour is subjected to intraoperative and immediate post-operative shape changes that impact 3D curve correction. The objectives were to assess the 3D change of CoCr rod shape during and after AIS instrumentation and to evaluate the effects of the rods initial contour on 3D spinal curve correction.

6.3.3 Methods

Patient Data

With the approval of our institution review board, 35 consecutive AIS patients who underwent surgery with posterior instrumentation between 2012 and 2014 were included in this study. There were 33 girls and 2 boys, with an average age of 16 years old (range 11 to 21) at surgery, all diagnosed with a right main thoracic (MT) scoliosis (25 Lenke 1; 2 Lenke 2; 8 Lenke 3). Uniplanar pedicle screws construct with 5.5mm diameter Cobalt-chromium rods were used for each case. On average, 1.91 pedicle screws were inserted per vertebra (range 1.62 to 2) on 11 fused levels (range 9 to 15). The main correction technique involved concave rod bending and insertion followed with a rod rotation maneuver, segmental vertebral derotation, convex rod bending and insertion, the execution of compression/distraction maneuvers and occasionally in situ rod bending in the coronal plane was performed.

3D Measurement of scoliosis correction

For each case, 3D reconstructions of the spine were performed using pre-operative and 1-week post-operative bi-lateral radiographs [18] (Figure 6-10, A and D). Spinal 3D reconstructions were

used to compute MT Cobb angle, sagittal kyphosis between T2 and T12, apical vertebral rotation (AVR) and orientation of the plane of maximal curvature (PMC) of the MT curve with respect to the sagittal plane [19, 20]. This reconstruction technique allows for reproducible 3D measurements of AIS, with a reported precision of 1.8mm for the vertebrae position and between 2.3° and 3.9° for the orientation [21, 22]. MT curve correction, change in sagittal kyphosis, AVR correction and orientation of PMC correction were defined as the difference between pre- and post-operative measurements. MT curve flexibility was assessed as a ratio of Cobb angle on right bending radiograph to Cobb angle on standing radiograph.

Rod shape measurement

Before rod insertion, the 2D rods contour was traced on a sterile paper (Figure 6-10, B). Rod side (concave or convex), as well as the rods' top and bottom were labeled on the tracing. Rod tracings were then digitalized and modeled with Matlab (The Mathworks, Inc. Natick, MA) by identifying points on the contour at almost every centimeter all along the tracing. After the surgical correction process was completed and prior to closing the wound, bi-lateral radiographs were taken (Figure 6-10, C). On each radiograph, the rods extremities and the center of the connection between the rod and each pedicle screw head were digitized. A 3D reconstruction of each rod was performed based on the corresponding identified landmarks using an implicit calibration and reconstruction method [23]. A second 3D reconstruction of the rods was performed using upright post-operative low dose radiographs (EOS imaging, Paris, France) taken 1 week after surgery by identifying the same landmarks (Figure 6-10, D) [18]. Calibration and scaling of the reconstructed rods were done using the arc length of rods measured on post-operative 3D reconstruction.

Rod shape analysis

The rod shape data were analyzed with Matlab software. Only the profile of rods over the thoracic kyphosis segment was analyzed as the study focused on the MT curve correction in the three anatomic planes. It was defined as the portion of the rod between the rod proximal end point and the inflection point between the kyphotic and lordotic contours. For each reconstruction, the end points and the point of maximal deflection were used to define the rods plane of maximal curvature (RPMC) (Figure 6-11). The orientation of the RPMC with respect to the sagittal plane was computed; 0° corresponds to a RPMC in the sagittal plane, and 90° in the coronal plane. The rod curvature, defined as the angle between the tangents to the curve at the end points, and the rods

maximal deflection were measured in the RPMC. We assessed the initial rod contour to spine contour (RCSC) as the difference between the pre-implantation rod curvature and the pre-operative thoracic kyphosis. The rods differential deflection was calculated as the difference between the concave and convex rods deflection (Figure 6-11).

Statistical analysis

Data were analyzed using Statistica software V10 (StatSoft Inc, Tulsa, OK, United States). A repeated measures analysis of variance was used to assess the differences of rods shape prior to insertion, after the correction process and post-operatively. A correlation analysis was carried out to evaluate whether rod shape change was related to rods initial contour, to the MT curve correction or flexibility. Correlation analysis was also performed between the post-operative kyphosis and the initial rods curvature, the kyphosis change and the concave RCSC, the AVR correction and the rods differential deflection, and finally between the MT Curve PMC orientation and the RPMC orientation. A P-value less than 0.05 was considered statistically significant.

6.3.4 Results

3D rod shape change

Prior to insertion, differential rod contouring was performed for all cases as the rods were more bent on the concave side (curvature: $39^\circ \pm 8^\circ$; deflection: $25 \pm 6\text{mm}$) than the convex side (curvature: $26^\circ \pm 5^\circ$; deflection: $17 \pm 3\text{mm}$) with an average differential deflection between the rods of $10 \pm 5\text{mm}$ (range 2 to 27mm) (Figure 6-12). Following the execution of corrective maneuvers, the concave rod curvature and deflection decreased by an average of $21^\circ \pm 9^\circ$ (range 9° to 43°) and $13 \pm 7\text{mm}$ (range 4 to 31mm) (both $p < 0.01$) but the convex rod shape did not statistically change (curvature: $27^\circ \pm 7^\circ$; deflection: $19 \pm 4\text{mm}$; both $p > 0.05$). The concave and convex RPMC were oblique with respect to the sagittal plane (concave rod: $27^\circ \pm 19^\circ$, range 1° to 78° ; convex rod: $15^\circ \pm 12^\circ$, range 1° to 43°). One week after surgery, no further shape change was found for both rods (all $p > 0.05$).

Effect of rods shape on 3D correction

In the coronal plane, the preoperative MT curve Cobb angle was on average $58^\circ \pm 10^\circ$ (range 40° to 78°) with a flexibility of $32 \pm 10\%$ (range 2% to 68%). Post-operatively, the Cobb angle was corrected to $15^\circ \pm 8^\circ$ (range 0° to 27°) ($p < 0.01$). In the sagittal plane, pre-operative thoracic kyphosis

was on average $24^\circ \pm 11^\circ$, ranging from 1° to 50° (both $p>0.05$). Post-operatively, thoracic kyphosis was maintained to an average of $25^\circ \pm 7^\circ$ ($p=0.13$) but reduced to a normal range from 14° to 41° . The pre-insertion concave rod curvature was not predictive of the post-operative thoracic kyphosis ($R^2=0.01$; $p>0.05$) but its relative curvature to the pre-operative kyphosis (RCSC) was correlated to the degree of kyphosis change obtained after surgery ($R^2=0.58$; $p<0.01$) (Figure 6-13). In the transverse plane, preoperative AVR was on average $18^\circ \pm 6^\circ$, ranging from 5° to 32° ($p>0.05$). Post-operatively, AVR was corrected to $9^\circ \pm 6^\circ$ (range -3° to 20°) ($p<0.01$). The amount of differential deflection performed between the concave and convex rods was positively associated with the degree of AVR correction ($R^2=0.28$; $p<0.01$) (Figure 6-14). The pre-operative orientation of the MT curve PMC with respect to the sagittal plane was $65^\circ \pm 10^\circ$ (range 47° to 88°). It was brought back to $28^\circ \pm 15^\circ$ (range 5° to 57°) after surgery. The orientation of the MT curve post-operative PMC was associated with the orientation of the concave and convex RPMC ($R^2=0.41$; $p<0.01$).

The more the concave rod was bent prior to insertion, the more it lost curvature after instrumentation ($R^2=0.39$; $p<0.01$). The loss of concave rod curvature was not associated with the MT curve flexibility ($R^2=0.03$; $p>0.05$) or correction ($R^2=0.04$; $p>0.05$).

6.3.5 Discussion

We investigated the intra and early post-operative 3D changes of 5.5 mm diameter CoCr rods shape and found that, although rods are bent in a single plane representative of the sagittal profile, both rods finish in planes deviated from the sagittal plane after surgical instrumentation. This deviation may be due to 3D deformations of the rods generated by corrective forces involved in the scoliosis correction and/or to an insufficient rotation of the rod to sit in the sagittal plane during the rod rotation maneuver. The rod rotation technique introduced by Cotrel and Dubousset intends to rotate the scoliotic spine from its predominant coronal plane into the sagittal plane [24]. In our series, the orientation of the MT curve PMC was on average brought back on average from 65° to 28° with respect to the sagittal plane which was related to the orientation of the RPMC (concave rod: 27° , convex rod: 15°). Intra-operative tracking of the rods or numerical simulations could be used to investigate the source of rods deformation and determine whether rotating the concave rod over 90° or using other rod reduction techniques such as rod translation would lead to further MT curve PMC orientation correction [10, 11].

An important decrease of 5.5 mm CoCr concave rods curvature was found during instrumentation. The amount of flattening (on average 21°) was similar to the 21° reported by Cidambi et al. for 5.5 mm SS rods and slightly higher than the 16° reported by Salmingo et al. for 6 mm Ti rods [5, 6]. Previous studies did not evaluate post-operative shape of the rods in their corresponding planes of maximal curvature which may have led to an under-estimation of rod contour but the differences of rods deformations could be due to different rod stiffness, yield strength, and correction techniques as Salmingo et al. used a double rod rotation technique as opposed to the single rod rotation technique used in our series and in Cidambi et al. study. Serhan et al. reported that 5.5 mm CoCr rods plastically deform when experiencing a similar 20° rod flattening using a synthetic spine model, recovering only 54% of their shape after unloading [14]. The resistive forces of the spine were therefore great enough to cause plastic deformation of the 5.5 mm CoCr rods, reducing the correction capability of the instrumentation. No supplementary change of rods shape was found at first erect in our series which demonstrates the postoperative stability of the instrumentation construct. However, in the long term, patients may have postural adjustments and their spine may be subjected to functional loading [25], which may impact the rod and spine shapes and remain to be studied.

The initial curvature given to the concave rod with respect to the pre-operative kyphosis highly influenced the kyphosis change obtained after surgery ($R^2=0.58$; Figure 6-13) despite the important concave rod shape change after instrumentation. This shows that rod contouring technique is a primary factor influencing post-operative sagittal profile and confirms the importance of intra-operative technique [13]. Based on the linear relationship between the initial concave rod contour to spine contour difference and the thoracic kyphosis change presented in Figure 6-13, it appears that an over-contouring of the concave rod superior to approximatively 13° is necessary to induce an increase of post-operative kyphosis with 5.5 mm CoCr rods. The thoracic kyphosis change may also depend on other factors such as patient curve characteristics, extent of posterior release, number of instrumented levels and implant density that should be considered in future studies to improve the prediction of the sagittal profile resulting from rod contouring strategy [5, 16].

We found a correlation between the amount of differential deflection and AVR correction which demonstrates that rod differential contouring contributes to spinal derotation ($R^2=0.28$) (Figure 6-14). For all the cases, rod differential contouring and direct vertebral derotation were performed

to correct transverse plane deformity, but the individual contribution of each technique could not be assessed and requires further investigation [26]. Ideally, both rods shape should overlap on the sagittal radiograph after surgery as a sign of vertebral rotation correction [4]. We found that the amount of rod flattening was correlated with the curvature given to the rod prior to insertion ($R^2=0.39$) which suggests that the post-operative rod shape could be predicted. The amount of differential contouring between rods could be therefore performed so that both rods have a similar curvature at the end of the correction process. The amount of rod deformation may also depend on the type of correction maneuvers and the level of force involved in their execution, which can be challenging to precisely report. In our series, in situ rod bending in the coronal plane was occasionally performed at the end of the correction process. Although performing a voluntary rod deformation has a direct effect on the rods shape in the coronal plane, it is our opinion that the shape in the other planes was only minimally altered, and therefore do not impact our interpretation of the effect of rods initial contour on kyphosis change and AVR correction.

To verify the rod shape measurement accuracy, a repeatability study was undertaken. Three measurers repeated the reconstruction of a sample of three rods with a precision of 1.0mm (RMS 0.7mm). The instrumentation being highly contrasted on radiographs, the location of the center of the rod-screw connection was easy and less challenging than the identification of vertebral anatomic structures. When injecting these errors in a rod parametric model, we found a maximal change of rod curvature, deflection, and RPMC of 4° , 2 mm and 4° respectively. Similarly, for the rod tracing reconstruction, we found a maximal difference of curvature and deflection of 3° and 2 mm. Therefore, the accuracy of rod shape measurement is far sufficient considering to the reported change.

6.3.6 Conclusions

The correction process of AIS involved a significant flattening of the 5.5 mm CoCr concave rod curvature (on average 21°). Both rods ended in planes not perfectly aligned with the sagittal plane as expected by surgeons when contouring rods, the orientation of which is representative of the spinal curvature 3D orientation. Despite those changes, the relative curvature given to the concave rod with respect to the preoperative kyphosis highly influenced the resulting postoperative kyphosis. The differential contouring between rods contributed to apical vertebral rotation correction but its role in spinal derotation requires further investigations.

Acknowledgments

This study was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada).

6.3.7 References

1. Bridwell KH (1999) Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 24:2607-2616.
2. Hasler CC (2013) A brief overview of 100 years of history of surgical treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *J Child Orthop* 7:57-62. doi: 10.1007/s11832-012-0466-3
3. Clement JL, Chau E, Kimkpe C, Vallade MJ (2008) Restoration of thoracic kyphosis by posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis: comparative radiographic analysis of two methods of reduction. *Spine (Phila Pa 1976)* 33:1579-1587. doi: 10.1097/BRS.0b013e31817886be
4. Liu RW, Yaszay B, Glaser D, et al. (2012) A method for assessing axial vertebral rotation based on differential rod curvature on the lateral radiograph. *Spine (Phila Pa 1976)* 37:E1120-5. doi: 10.1097/BRS.0b013e318258aa17
5. Salmingo RA, Tadano S, Abe Y, Ito M (2014) Influence of implant rod curvature on sagittal correction of scoliosis deformity. *Spine J* 14:1432-1439. doi: 10.1016/j.spinee.2013.08.042
6. Cidambi KR, Glaser DA, Bastrom TP, et al. (2012) Postoperative changes in spinal rod contour in adolescent idiopathic scoliosis: an in vivo deformation study. *Spine (Phila Pa 1976)* 37:1566-1572. doi: 10.1097/BRS.0b013e318252ccbe
7. Shah SA (2007) Derotation of the Spine. *Neurosurg Clin N Am* 18:339-345. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nec.2007.02.003>
8. Demura S, Yaszay B, Carreau JH, et al. (2013) Maintenance of Thoracic Kyphosis in the 3D Correction of Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Direct Vertebral Derotation. *Spine Deform* 1:46-50. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2012.06.001>

9. Lenke LG, Kuklo TR, Ondra S, Polly Jr. DW (2008) Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine (Phila Pa 1976)* 33:1051-1054. doi: 10.1097/BRS.0b013e31816f2865
10. Wang X, Aubin CE, Coleman JC, Rawlinson JJ (2014) Correction Capability in the 3 Anatomical Planes of Different Pedicle Screw Designs in Scoliosis Instrumentation. *J Spinal Disord Tech.* doi: 10.1097BSD.0000000000000082
11. Wang X, Aubin CE, Labelle H, et al. (2012) Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment. *Spine (Phila Pa 1976)* 37:E1479-87. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182706745
12. Pawelek J, Perry A, Newton P, Harms Study Group (2007) The Variation in How Surgeons Contour Rods for Scoliosis Correction is Substantial. *Scoliosis Res. Soc. Annu. Meet.*
13. Monazzam S, Newton PO, Bastrom TP, Yaszay B (2013) Multicenter Comparison of the Factors Important in Restoring Thoracic Kyphosis During Posterior Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deform* 1:359-364. doi: 10.1016/j.jspd.2013.06.002
14. Serhan H, Mhatre D, Newton P, et al. (2013) Would CoCr rods provide better correctional forces than stainless steel or titanium for rigid scoliosis curves? *J Spinal Disord Tech* 26:E70-4. doi: 10.1097BSD.0b013e31826a0f19
15. Lamerain M, Bachy M, Delpont M, et al. (2014) CoCr rods provide better frontal correction of adolescent idiopathic scoliosis treated by all-pedicle screw fixation. *Eur Spine J* 23:1190-1196. doi: 10.1007/S00586-014-3168-3
16. Lonner BS, Lazar-Antman MA, Sponseller PD, et al. (2012) Multivariate Analysis of Factors Associated With Kyphosis Maintenance in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 37:1297-1302. doi: Doi 10.1097/Brs.0b013e318247e9a6
17. Salmingo RA, Tadano S, Fujisaki K, et al. (2013) Relationship of forces acting on implant rods and degree of scoliosis correction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 28:122-128. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.12.001

18. Pomero V, Mitton D, Laporte S, et al. (2004) Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. Clin Biomech (Bristol, Avon) 19:240-247. doi: Doi 10.1016/J.Clinbiomech.2003.11.014
19. Labelle H, Aubin CE, Jackson R, et al. (2011) Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? J Pediatr Orthop 31:S37-45. doi: 10.1097/BPO.0b013e3181fd8801
20. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, et al. (2009) Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. Spine (Phila Pa 1976) 34:91-99. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181877bbb
21. Humbert L, de Guise JA, Aubert B, et al. (2009) 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. Med Eng Phys 31:681-687. doi: 10.1016/j.medengphy.2009.01.003
22. Carreau JH, Bastrom T, Petchraporn M, et al. (2014) Computer-Generated, Three-Dimensional Spine Model From Biplanar Radiographs: A Validity Study in Idiopathic Scoliosis Curves Greater Than 50 Degrees. Spine Deform 2:81-88. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2013.10.003>
23. Cheriet F, Laporte C, Kadoury S, et al. (2007) A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. Ieee Trans Biomed Eng 54:1356-1358. doi: Doi 10.1109/Tbme.2006.889205
24. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M (1988) New universal instrumentation in spinal surgery. Clin Orthop Relat Res 227:10-23.
25. Papin P, Labelle H, Delorme S, et al. (1999) Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J 8:16-21.
26. Seki S, Kawaguchi Y, Nakano M, et al. (2015) Rod rotation and differential rod contouring followed by direct vertebral rotation for treatment of adolescent idiopathic scoliosis: effect on thoracic and thoracolumbar or lumbar curves assessed with intraoperative computed tomography. Spine J. doi: 10.1016/j.spinee.2015.11.032

6.3.8 Figures

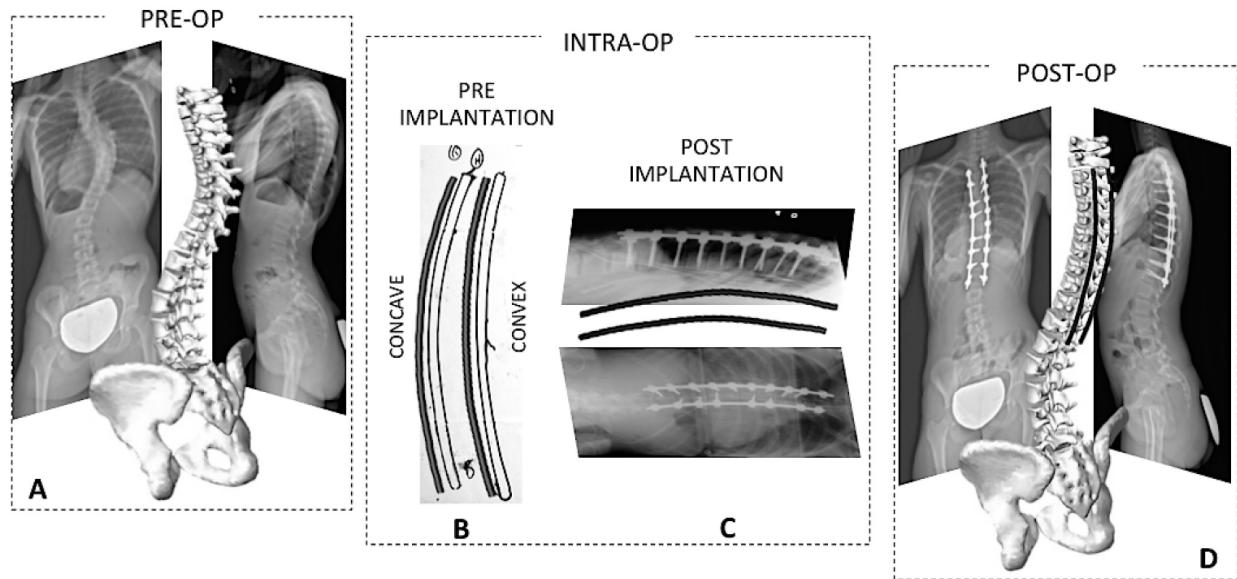


Figure 6-10 : Pre and post-operative 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiographs (A and D), and rods shape reconstruction (black curves) from rod tracing pre-implantation (B), and from bi-planar radiographs post-implantation (C and D).

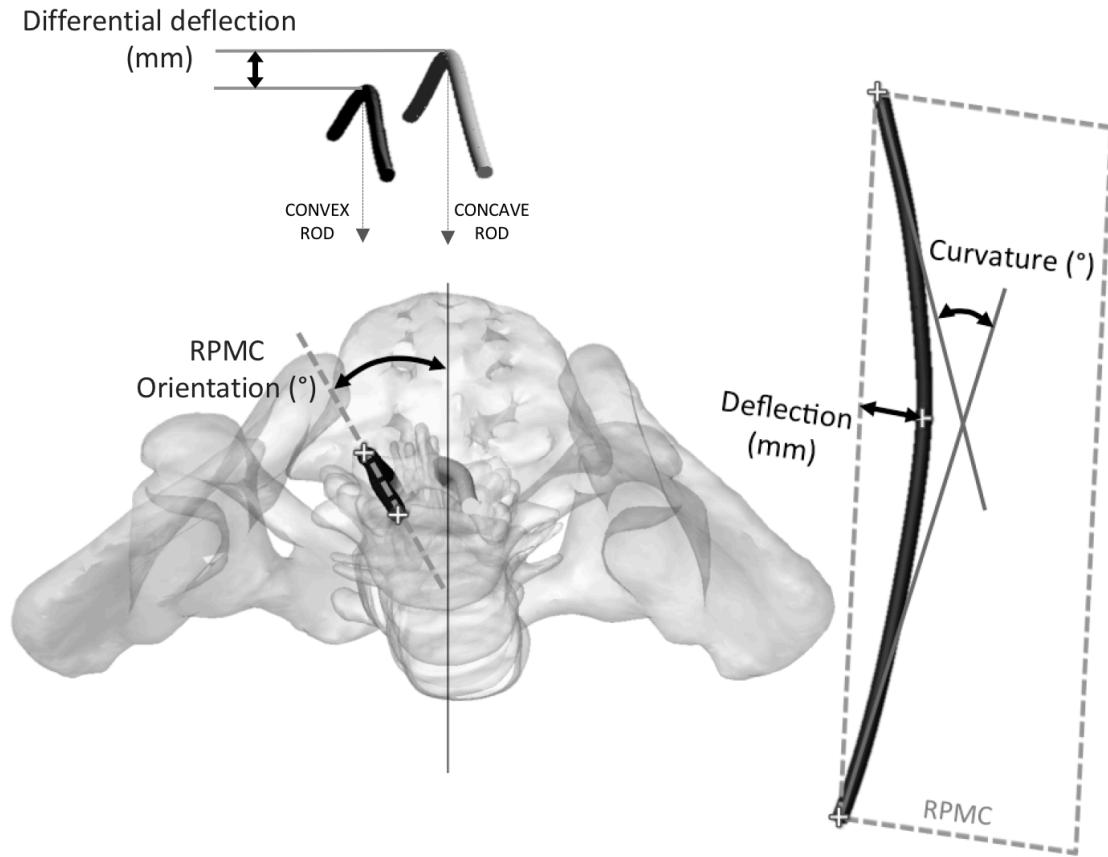


Figure 6-11 : Geometrical rods indices: Pre-implantation differential deflection, and post-implantation rods plane of maximal curvature (RPMC), rod curvature, and maximal deflection from rods 3D reconstruction.

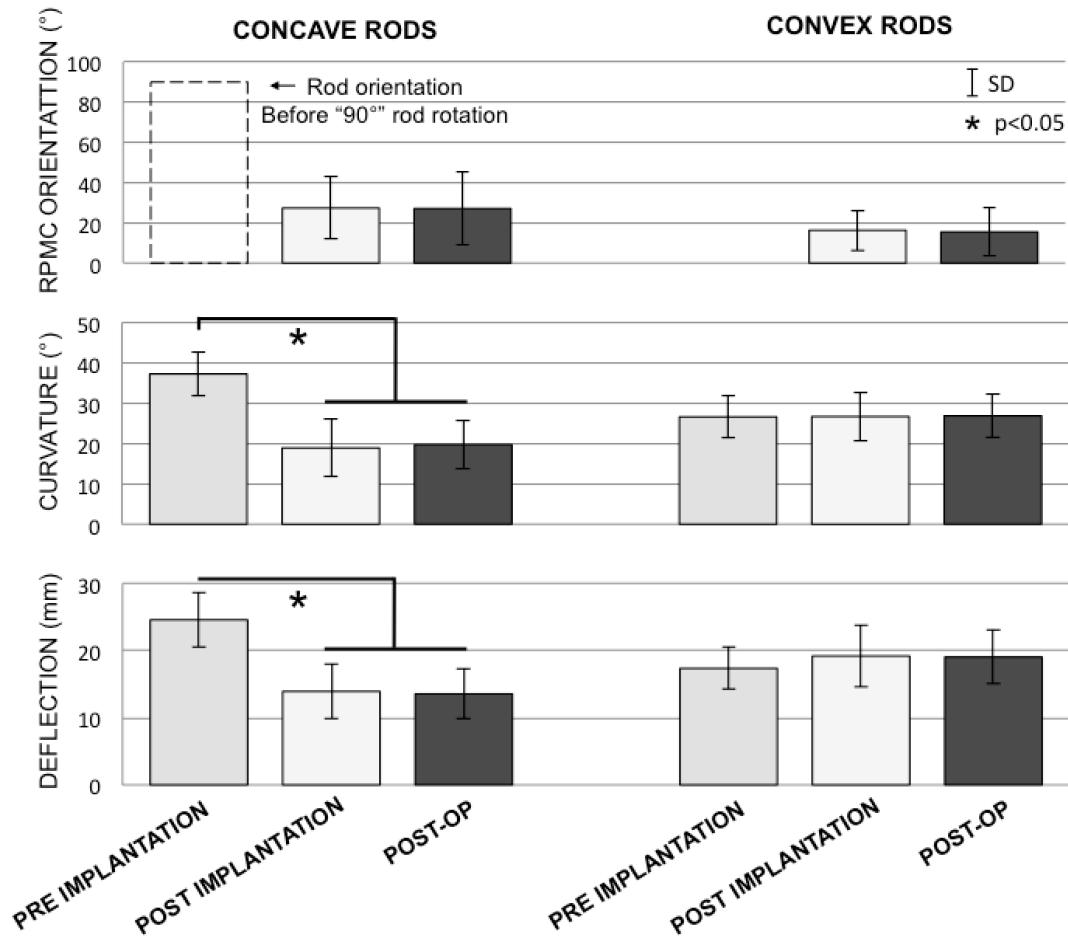


Figure 6-12 : Evolution of the concave and convex rods shape indices prior to implantation, post-implantation and one-week post-op.

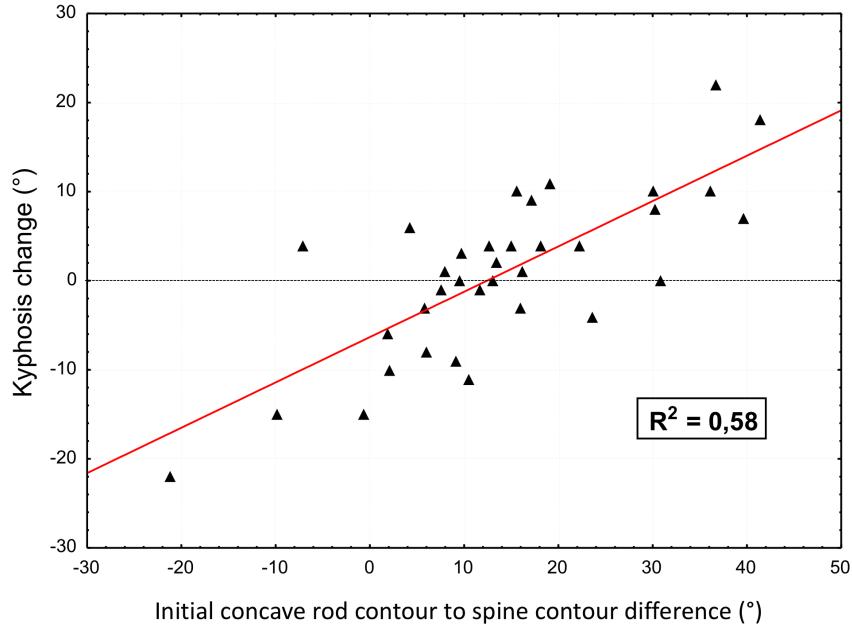


Figure 6-13 : Relationship between the initial concave rod contour to spine contour difference (pre-implantation rod curvature - preoperative kyphosis) and kyphosis change after surgical instrumentation.

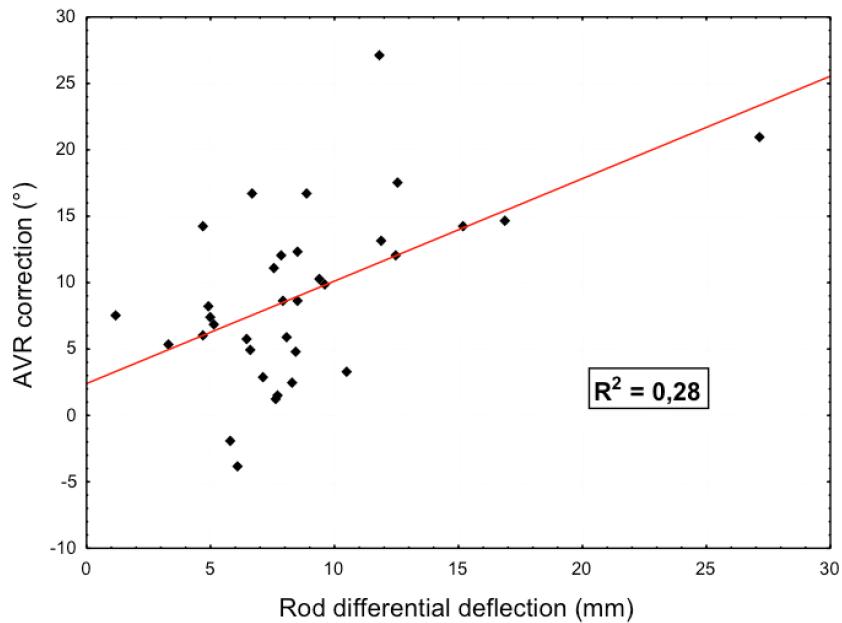


Figure 6-14 : Relationship between pre-implantation rods differential deflection (concave - convex rods deflection) and apical vertebral rotation (AVR) correction.

6.4 Situation et résumé de l'article # 5

Ce cinquième article, intitulé « Are there 3D changes in spine and rods shape in the 2 years after adolescent idiopathic scoliosis instrumentation ? », a été soumis à la revue Spine (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 2.297) le 26 mai 2016. Ce travail de recherche est également inscrit dans le cadre de la collaboration de notre groupe de recherche avec le HARMS Study Group. L'objectif spécifique était d'évaluer les changements de forme de la colonne vertébrale et des tiges dans les deux ans après la chirurgie, soit l'objectif O2b du projet doctoral. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Quarante-deux cas de scoliose de type Lenke 1 opérés avec des vis pédiculaires et des tiges de 5.5 mm de diamètres ont été revus rétrospectivement (14 instrumentés avec des tiges en titane, 14 en cobalt chrome, et 14 en acier inoxydable). Une reconstruction 3D du rachis préopératoire (PRE), une semaine après la chirurgie (1SPO) et deux ans après la chirurgie (2APO) a été effectuée. Une reconstruction 3D des tiges a été effectuée à 1SPO et 2APO. La forme du rachis et des tiges ont été comparées entre chaque période. Un test de Mc Nemar a été utilisé afin d'évaluer le changement de posture des patients. Ce test permet d'évaluer le changement de proportions pour des données catégoriques (posture équilibrée, en équilibre compensatoire ou déséquilibrée) appariées (PRE, 1SPO, 2APO).

La densité d'implants utilisée comptait en moyenne 1.93 implant par vertèbre. L'angle de Cobb de la courbure thoracique majeure (en moyenne $61\pm9^\circ$) a été corrigé d'en moyenne 75% à 1SPO ($15\pm6^\circ$, $p<0.01$) et est resté inchangé 2APO ($17\pm7^\circ$, $p=0.14$). Le maintien de la correction à 2APO était similaire pour les trois types de matériaux ($p>0.05$). La rotation axiale de la vertèbre apicale ($23\pm7^\circ$) a été corrigée de 44% à 1SPO ($13\pm9^\circ$, $p<0.01$) et est restée inchangée 2APO ($14\pm9^\circ$, $p=0.64$). La cyphose thoracique (PRE : $24\pm12^\circ$) est restée inchangée à 1SPO et 2APO ($p=0.78$). La lordose lombaire (PRE : $51\pm11^\circ$) a changé à 1SPO ($47\pm8^\circ$) et à 2APO ($56\pm9^\circ$, $p<0.01$). Avant l'opération, 57 % des cas avaient une posture considérée équilibrée (axe sagittal vertical/ distance horizontale sacro-fémorale ≤ 0.5 et axe sagittal vertical ≤ 0), 33 % à 1SPO et 79% à 2APO. L'orientation des plans de courbure maximale par rapport au plan sagittal de la courbure thoracique majeure ($39\pm15^\circ$) et des tiges (concave : $28\pm23^\circ$, convexe : $12\pm10^\circ$) n'a pas changé entre 1SPO et 2APO ($p>0.05$ dans chaque cas). La courbure et la déflexion maximale des tiges sont également restées inchangées ($p>0.05$ pour chaque indice).

La correction 3D de la courbure thoracique instrumentée et la forme des tiges d'instrumentation restent inchangées deux ans après la chirurgie avec des montages à configurations d'implants bilatérales segmentaires et de tiges de 5.5 mm en Ti, CoCr et SS. La chirurgie implique des ajustements posturaux dans le plan sagittal, associés à des changements de courbures de la colonne vertébrale lombaire non instrumentée. Immédiatement après la chirurgie, la posture des patients tend à être déséquilibrée, mais ils retrouvent une posture équilibrée deux ans après la chirurgie.

6.5 Article #5: Are there 3D changes in spine and rods shape in the 2 years after adolescent idiopathic scoliosis instrumentation?

Franck Le Navéaux, B.Eng.¹⁻², Hubert Labelle, MD², Stefan Parent, Ph.D, MD², Peter O. Newton, MD³, Carl-Éric Aubin, Ph.D, P.Eng.¹⁻²

1. Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Downtown Station
Montreal (Quebec)
H3C 3A7 CANADA

2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center

3175, Cote Sainte-Catherine Road
Montreal (Quebec)
H3T 1C5 CANADA

3. Rady Children's Hospital and Health Center

3020 Children's Way
San Diego, CA
92123 USA

6.5.1 Structured abstract

Study Design. Retrospective analysis of spine and rods 3D shape in the 2 years after Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) posterior surgical instrumentation.

Objectives. To evaluate spine and rod shape 3D changes in the 2 years after AIS instrumentation with different rod materials.

Summary of Background Data. Post-operative loss of correction has been reported with modern segmental instrumentation. The postoperative 3D rod shape changes of different rod materials and their implication in post-operative loss of correction have never been studied.

Methods. 42 Lenke 1 AIS cases who underwent surgery all with pedicle screws and 5.5mm rods of three different materials were retrospectively reviewed (14 cases for each of the 3 rod material subgroups: Titanium, Cobalt Chrome, Stainless Steel). 3D reconstructions of the spine were performed using bi-planar radiographs at pre-op (PRE), 1-week post-op (1WPO), and 2 years' follow-up (2YFU). Rods 3D shape also was reconstructed at 1WPO and 2YFU. The spine and rods shapes were analyzed and compared between time points.

Results. An average of 1.93 implant per vertebra was used. The main thoracic (MT) curve ($61\pm9^\circ$) was corrected on average by 75% ($15\pm6^\circ$, $p<0.01$) with no change at 2YFU ($17\pm7^\circ$, $p=0.14$). The apical vertebral rotation ($23\pm7^\circ$) was corrected by 44% ($13\pm9^\circ$, $p<0.01$) with no change at 2YFU ($14\pm9^\circ$, $p=0.64$). The thoracic kyphosis ($24\pm12^\circ$) remained unchanged ($p=0.78$). The orientation of the planes of maximal curvature with respect to the sagittal plane of the MT curve ($39\pm15^\circ$) and of the rods (concave: $28\pm23^\circ$, convex: $12\pm10^\circ$) at 1WPO was unchanged at 2YFU (all $p>0.05$). Rod curvature and deflection also remained unchanged (all $p>0.05$). 3D curve correction was maintained in the 2YFU for all rod materials subgroups (all $p>0.05$). The lumbar lordosis changed from 1WPO ($47\pm8^\circ$) to 2YFU ($56\pm9^\circ$, $p<0.01$). At PRE, 57% of the cases had a balanced posture (sacral vertical axis (SVA)/sacral femoral distance ≤ 0.5 and $SVA \leq 0$), 33% at 1WPO and 79% at 2YFU.

Conclusion. There was no significant 3D shape change of the instrumented thoracic spine or of the rods post-operatively for any of the segmental pedicle screw constructs with Titanium, Stainless

Steel and Cobalt Chrome rods. Patients overall unbalanced sagittal posture documented immediately after surgery came back to balanced 2 years after surgery.

Keywords. Adolescent idiopathic scoliosis, rod contour, rod material, correction loss, deformity progression.

Key points.

- No significant 3D change of the instrumented thoracic spine and of the rods shape were found in the 2 years after surgery
- Patients unbalanced sagittal posture documented immediately after surgery came back to balanced 2 years after surgery
- 5.5 mm Titanium, Stainless steel and Cobalt Chrome rods with high pedicle screws density provide stable 3D thoracic curve correction.

6.5.2 Introduction

The primary goal of the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is to obtain a stable well balanced straight spine by correcting its complex three dimensional (3D) deformity and to prevent further deformity progression by achieving a solid arthrodesis¹. Posterior surgical instrumentation consists of rods anchored on pedicle screws inserted in the vertebrae^{1,2}. Pedicle screw constructs have proven superiority compared to hook or hybrid constructs to manipulate and correct the 3D nature of the scoliotic spine³. Despite the enhanced implant-bone connection provided by pedicle screws^{4,5}, post-operative loss of correction has been reported with modern segmental constructs⁶⁻⁸. Recent studies reported that a post-operative increase of Cobb angle more than 10° occurs in 10% to 14% of the cases with pedicle screws constructs^{6,7}.

Several causes have been suggested to explain post-operative loss of correction such as pseudarthrosis⁹, plasticity of the fusion mass¹⁰, continued growth of the anterior spine (crankshaft phenomenon)^{11,12}, or adjacent segment curve progression (Adding-on)^{6,13}. However, it remains unclear whether post-operative increase of Cobb angle is due to the progression of deformity or to a loss of correction associated with unstable instrumentation constructs. Correction loss with various types of instrumentation has been given great attention in the literature and rod material

has been postulated as a potential risk factor^{8,14}. Rods materials with inherent variation in mechanical properties may have different capacities to maintain their shape during and after instrumentation¹⁵. It has been reported that Stainless Steel and Titanium rods experience important flattening during surgery due to spinal resistive forces^{16,17}. For the first postoperative months, the rods aim to hold the corrected spine to promote fusion of the instrumented levels. However, the spine is subjected to functional loads, which could induce postural adjustments and impact the instrumented spine shape. Evaluating 3D spine and rod shape evolution after surgery is important to confirm the capacity of the instrumentation to maintain the correction over time.

The purpose of this study was to evaluate spine and rods shape 3D changes from immediate after surgery to 2 years post-operatively and compare the capacity of constructs with different rod materials to maintain curve correction over time. It was hypothesized that there is a significant change of 3D curvatures of the spine ($\geq 5^\circ$) between cases instrumented with different rod materials (Cobalt Chrome (CoCr), Stainless Steel (SS) and Titanium (Ti)) between the 1-week postoperative and 2 years postoperative time points and that 3D rod shape change is associated with this loss of spinal correction.

6.5.3 Materials and methods

Patient Data

As determined by a power analysis, 14 cases were necessary in each rod material subgroup to detect a clinically significant change of spine 3D curvature ($\geq 5^\circ$) considering an estimated standard deviation of the paired difference of 5° with a type I error of 5% and a statistical power of 90%. With the approval of our institutional review board, a retrospective review of 42 AIS patients operated by three surgeons at our center was performed. For each rod material subgroup (CoCr, SS, Ti, all 5.5 mm diameter), the 14 most recent cases meeting our inclusion criteria were selected: Lenke 1 AIS case who underwent a posterior instrumentation with pedicle screws (pedicle screws >80% of implants) with at least 2 years' follow-up.

Patients (37 females/ 5 males) were on average 17 year-old at the time of surgery (range: 12 to 20 year-old) with an average Risser grade of 3.8 (range: 1 to 5). All cases presented a right major thoracic curve (28 Lenke 1A/ 10 Lenke 1B/ 4 Lenke 1C). Constructs involved an average of 1.93 implant per vertebra (range 1.58 to 2) on an average of 10.5 levels (range: 9 to 14). Implants

consisted in pedicle screws except at the proximal level were transverse process hooks were used. Although the rod's material differed between subgroups, similar correction techniques were performed: Concave rod rotation followed by segmental vertebral derotation, convex rod attachment, and some compression and distraction. For each case, bi-planar low-dose radiographs (EOS imaging, Paris, France) were taken pre-operatively (PRE), at 1 week post-operatively (1WPO) and at an average of 2.2 years' follow-up (2YFU) (range: 2 to 3.1 years).

Spine 3D analysis

The 3D reconstruction of the spine from Pelvis to C7 was performed based on bi-planar radiographs at PRE, 1WPO and 2YFU using the non-commercial research version of EOS software (IdefX V5.0, Arts et Métiers, Paris Tech). Each 3D reconstructed model was rotated around the vertical axis until the reconstructed femoral head centroids fit in the imaging frontal plane in order to normalize patient positioning between the different acquisitions. Measurements in the coronal plane included: the proximal thoracic (PT), main thoracic (MT) and lumbar (L) Cobb angles, as well as patient compensation, defined as the horizontal distance between the C7 plumb line (C7PL) and the center sacral vertical line (CSV). In the sagittal plane, the thoracic kyphosis (TK) between T2 and T12 and the lumbar lordosis (LL) between L1 and S1 were measured. The pelvic tilt (PT), sacral slope (SS) and Pelvic incidence (PI) were also measured in the sagittal plane in order to assess pelvic orientation. The patient's postural balance was classified with a ratio¹⁸ based on the measure of the sacral vertical axis (SVA : horizontal distance between C7PL and the posterior superior corner of S1), and the sacro-femoral distance (SFD : horizontal distance between the femoral heads vertical axis and the posterior superior corner of S1), the SVA/SFD ratio. The posture was considered balanced when C7PL was posterior to the posterior superior corner of S1 (SVA≤0) and the SVA/SFD ratio≤0.5, in compensated balance when SVA>0 and SVA/SFD ratio≤0.5, and unbalanced when SVA>0 and SVA/SFD ratio>0.5¹⁸. Measurements in the transverse plane included: Pelvis orientation with respect to the imaging frontal plane before patients positioning normalization, the main thoracic apical vertebral rotation (AVR) computed using IdefX software own calculation method, and the orientation of the plane of maximal curvature (PMC) of the PT, MT and L curve with respect to the sagittal plane ¹⁹. The reported shape reconstruction accuracy was 1.1 mm and the geometrical indices measurements precision was 1.8mm for the

vertebrae position and between 2.3° and 3.9° for the angular measurements with the technique used^{20,21}.

Rod shape 3D analysis

The 3D shape of the rods at 1WPO and 2YFU was computed using a similar reconstruction method as the one used for the spine. The landmarks used on the rod's longitudinal axis were the ends of the rods and at the connection points with each pedicle screw. The rod shape was analyzed with Matlab software (The Mathworks, Inc. Natick, MA). First, the rod plane of maximal curvature (RPMC) was computed (Figure 6-15). It was defined as the plane passing through the rod proximal and distal extremities and the point of maximal lateral deflection. In the case of constructs instrumented below T12, the rod's distal extent was replaced by the point at the junction of the kyphotic and lordotic segments of the rod to capture the thoracic portion of the rod. The orientation of the thoracic RPMC with respect to the sagittal plane was computed; 0° corresponds to a RPMC in the sagittal plane, and 90° in the coronal plane. The 3D rod curvature, defined as the angle between the tangent to the rod curve at its extremities, and deflection, defined as the distance between the line passing through the end of the rods and the point of maximal lateral deflection, were measured in the RPMC (Figure 6-15). A repeatability study was performed and documented a precision of 0.6±0.3 mm for the position of the landmarks; this resulted in a maximal computational error of rod curvature, deflection, and RPMC of 4°, 2 mm and 4° respectively.

Statistical analysis

Data were analyzed using Statistica software V10 (StatSoft Inc, Tulsa, OK, United States). A repeated measures analysis of variance and Bonferroni post-hoc test were used to assess any difference of spine and rod parameters between PRE, 1WPO and 2YFU. A Mc Nemar chi-square paired test was used to evaluate changes in the proportion of patients with unbalanced, compensated balance or balanced posture between time points²². A p-value less than 0.05 was considered statistically significant.

6.5.4 Results

The difference of pelvis orientation in the transverse plane between two acquisitions was on average 3° (max 8°). Spinal parameters at PRE, 1WPO and 2YFU are presented in Tableau 6-3.

For the MT curve, the preoperative Cobb angle (average $61\pm9^\circ$) was corrected on average by 75% ($15\pm6^\circ$ at 1WPO). At 2YFU, the loss of MT Cobb angle was on average $2.1\pm1.9^\circ$, which was not statistically different ($p=0.14$). There was no difference of correction at 1WPO (CoCr: 74%, SS: 77%, Ti: 73%, $p=0.09$) and of loss of correction at 2YFU (CoCr: $-2.3\pm2.3^\circ$, SS: $-2.0\pm2.1^\circ$, Ti: $-2.1\pm1.6^\circ$, $p=0.13$) between rod material subgroups (Figure 6-16). The maximal loss of correction was 5° and occurred in 5 cases (2 instrumented with CoCr rods/ 2 SS / 1 Ti). The correction of AVR (average 44%, $p<0.01$) remained unchanged at 2YFU ($p=0.64$). There was no difference of AVR correction between rod material subgroups at 1WPO ($p=0.08$) and at 2YFU ($p=0.11$). The TK remained unchanged between each time point ($p=0.83$). The orientation of the MT curve PMC was significantly shifted towards the sagittal plane after instrumentation (PRE: $75\pm10^\circ$ vs 1WPO: $39\pm15^\circ$, $p<0.01$) and remained unchanged at 2 YFU ($p=0.44$). The evolution of MT curve PMC was similar for all rod material subgroups ($p=0.22$). Similarly, the RPMC remained unchanged between 1WPO and 2YFU (concave: $p=0.79$, convex: $p=0.63$), and there was no significant change of rod curvature (concave: $p=0.47$, convex: $p=0.70$) and of maximal deflection (concave: $p=0.74$, convex: $p=0.75$) (Tableau 6-4). There was no difference in rods shape change over time between the rod material subgroups (all $p>0.05$) (Figure 6-16). The maximal rod deformation was for a Ti rod inserted on the convex side (curvature: $+7^\circ$, deflection: +4mm) but did not result in a significant loss of correction of spinal shape (MT Cobb angle: $+3^\circ$, TK: $+3^\circ$, AVR: $+2^\circ$).

The L curve spontaneously corrected by 64% at 1WPO ($p<0.01$) and there was no further significant change of the L Cobb angle at 2YFU ($-0.4\pm2.6^\circ$, $p=0.92$). Distal adding-on was reported for a single case instrumented with Ti rods (6° increase of L Cobb angle between 1WPO and 2YFU). The LL significantly decreased between PRE and 1WPO ($-4.2\pm10.1^\circ$, $p=0.02$), while it significantly increased between 1WPO and 2YFU ($9.1\pm7^\circ$, $p<0.01$). The PT curve, corrected by 47% at 1WPO ($p<0.01$), did not change at 2YFU ($p=0.61$).

The pelvic parameters (PT, SS, SFD) significantly changed at 1WPO and at 2YFU (Tableau 6-3). Pre-operatively, 24 cases (57%) had a balanced sagittal posture. At 1WPO, the pelvis tended to be more posteriorly tilted and C7 was positioned more anteriorly, with 33% of the cases with a balanced posture (Figure 6-17). At 2YFU, the pelvis was more anteriorly tilted and C7 was more posterior, resulting in 79% cases with a balanced posture.

6.5.5 Discussion

We investigated the 3D spinal and rod shape changes during the 2 years' follow-up period and found no significant change of the instrumented thoracic spine or of the rods. The change of MT Cobb angle between one week and two years after the surgery in our cohort was not significant, and the maximal change of Cobb angle at follow-up was 5°, whereas loss of correction more than 10° has been reported in 10% to 14% of the cases in other studies^{6,7}. This difference could be explained by the difference of age and skeletal maturity at the time of surgery. Upasani *et al.* and Hwang *et al.* reported an average age at surgery of 13.7 and 14.2 year-old respectively for patients presenting post-operative loss of correction whereas patients in our cohort were on average 17.0 years old^{6,7}. In our series, three patients had a Risser grade inferior to 3 at the time of surgery, indicating important remaining growth potential, but no progression was observed for these cases. However, remaining growth potential at the time of surgery has been highlighted in other studies as a risk factor for the crankshaft phenomenon which appears to be the main cause for post-operative deformity progression^{6,25,26}.

The Stainless steel, Titanium and Cobalt Chrome rods constructs maintained the immediate correction of the MT Cobb angle and AVR in the 2 years after surgery, all providing a stable 3D correction over time. The high-density of pedicle screws used in our series (average: 1.93 implant per vertebra) may have contributed to the absence of loss of correction, as a cadaveric model previously demonstrated that the addition of pedicle screws increases incrementally constructs stiffness²⁷. On the other hand, Kemppainen *et al.* found no significant loss of Cobb angle at 2 years' follow-up for cases instrumented with high or low pedicle screw density (average of 1.68 vs 1.28 implant per vertebra) and 5.5mm SS rods, suggesting that low pedicle screw density constructs also provide stable correction over time²⁴. For cases presenting post-operative loss of correction, further studies are required to understand if the changes are associated with the instrumentation type and number of implants, or specific spinal geometrical parameters. Additionally, performing a specific 3D shape analysis of the distal and proximal section of rods for cases presenting distal adding-on or proximal junctional kyphosis may help define the role of the instrumentation in these post-operative complications.

Our results demonstrated that postoperative spinal shape changes only occurred in the non-instrumented lumbar spine. One week after surgery, a decreased of lumbar lordosis was found,

which was also reported by Newton *et al.*²⁸. We analyzed patients' spino-pelvic parameters and found that patients also tended to have a more retroverted pelvis and C7 standing more anteriorly, which resulted in an increased number of patients with a compensated postural balance in the sagittal plane. These changes could be explained by the fact that at first erect, patients may not have fully recovered from surgical intervention that may affect their standing posture. Two years after the surgery, most of the patients had a balanced posture; however, the cause and long term clinical significance of postoperative postural imbalance remains to be investigated.

This study is based on a 3D reconstruction analysis that involves potential reconstruction errors. With the reported accuracies and precisions of the spine reconstruction technique used^{20,21} and our supplementary repeatability evaluation of the rods parameter measurements, the precision of measurement and the sample size calculation ensured enough statistical power to detect clinically significant change within our cohort.

In summary, there was no significant 3D change of correction of the instrumented thoracic spine and of rod shapes post-operatively for any of the segmental pedicle screw constructs that included Titanium, Stainless Steel and Cobalt Chrome rods. Sagittal postural changes associated with adjustments of the non-instrumented lumbar spine occurred immediately after the surgery. The overall unbalanced sagittal posture documented immediately after surgery came back to balanced 2 years after surgery.

6.5.6 References

1. Hasler CC. A brief overview of 100 years of history of surgical treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *J Child Orthop.* 2013;7(1):57-62. doi:10.1007/s11832-012-0466-3.
2. de Kleuver M, Lewis SJ, Germscheid NM, et al. Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *Eur Spine J.* 2014;23:2603-18. doi:10.1007/s00586-014-3356-1.
3. Asghar J, Samdani AF, Pahys JM, et al. Computed tomography evaluation of rotation correction in adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of an all pedicle screw construct versus a hook-rod system. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009;34(8):804-807. doi:10.1097/BRS.0b013e3181996c1b.

4. Liljenqvist U, Hackenberg L, Link T, Halm H. Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta Orthop Belg.* 2001;67(2):157-163.
5. Hitchon PW, Brenton MD, Black AG, et al. In vitro biomechanical comparison of pedicle screws, sublaminar hooks, and sublaminar cables. *J Neurosurg.* 2003;99(Spine 1):104-109. doi:10.3171/spi.2003.99.1.0104.
6. Upasani V V, Hedequist DJ, Hresko MT, Karlin LI, Emans JB, Glotzbecker MP. Spinal deformity progression after posterior segmental instrumentation and fusion for idiopathic scoliosis. *J Child Orthop.* 2015;9(1):29-37. doi:10.1007/s11832-015-0632-5.
7. Hwang SW, Samdani AF, Stanton P, et al. Impact of pedicle screw fixation on loss of deformity correction in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2013;33(4):377-382. doi:10.1097/BPO.0b013e31828800e9.
8. Cui G, Watanabe K, Nishiwaki Y, et al. Loss of apical vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: 2-year follow-up using multi-planar reconstruction computed tomography. *Eur Spine J.* 2012;21:1111-1120. doi:10.1007/s00586-012-2274-3.
9. Price CT, Connolly JF, Carantzas AC, Ilyas I. Comparison of Bone Grafts for Posterior Spinal Fusion in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(8).
10. Jain S, Modi HN, Suh S-W, Yang J-H, Hong J-Y. Pedicle shifting or migration as one of the causes of curve progression after posterior fusion: an interesting case report and review of literature. *J Pediatr Orthop B.* 2009;18(6):369-374. doi:10.1097/BPB.0b013e32832f59b0.
11. Mullaji AB, Upadhyay SS, Luk KD, Leong JC. Vertebral growth after posterior spinal fusion for idiopathic scoliosis in skeletally immature adolescents. The effect of growth on spinal deformity. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76(6):870-876.
12. Tao F, Zhao Y, Wu Y, et al. The effect of differing spinal fusion instrumentation on the occurrence of postoperative crankshaft phenomenon in adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord Tech.* 2010;23(8):e75-e80. doi:10.1097/BSD.0b013e3181d38f63.

13. Cho RH, Yaszay B, Bartley CE, Bastrom TP, Newton PO. Which Lenke 1A curves are at the greatest risk for adding-on... and why? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012;37(16):1384-1390. doi:10.1097/BRS.0b013e31824bac7a.
14. Lamerain M, Bachy M, Delpont M, Kabbaj R, Mary P, Vialle R. CoCr rods provide better frontal correction of adolescent idiopathic scoliosis treated by all-pedicle screw fixation. *Eur Spine J*. 2014;23(6):1190-1196. doi:10.1007/S00586-014-3168-3.
15. Serhan H, Mhatre D, Newton PO, Giorgio P, Sturm P. Would CoCr rods provide better correctional forces than stainless steel or titanium for rigid scoliosis curves? *J Spinal Disord Tech*. 2013;26(2):E70-E74. doi:10.1097/BSD.0b013e31826a0f19.
16. Cidambi KR, Glaser DA, Bastrom TP, Nunn TN, Ono T, Newton PO. Postoperative changes in spinal rod contour in adolescent idiopathic scoliosis: an in vivo deformation study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012;37(18):1566-1572. doi:10.1097/BRS.0b013e318252ccbe.
17. Salmingo RA, Tadano S, Fujisaki K, Abe Y, Ito M. Relationship of forces acting on implant rods and degree of scoliosis correction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013;28(2):122-128. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.12.001.
18. Barrey C, Roussouly P, Perrin G, Le Huec JC. Sagittal balance disorders in severe degenerative spine. Can we identify the compensatory mechanisms? *Eur Spine J*. 2011;20:1-8. doi:10.1007/s00586-011-1930-3.
19. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, et al. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(1):91-99. doi:10.1097/BRS.0b013e3181877bbb.
20. Glaser DA, Doan J, Newton PO. Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy: biplanar radiographs with EOS versus computed tomography. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012;37(16):1391-1397. doi:10.1097/BRS.0b013e3182518a15.
21. Humbert L, de Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys*. 2009;31(6):681-687. doi:10.1016/j.medengphy.2009.01.003.

22. Eliasziw M, Donner A. Application of the McNemar test to non-independent matched pair data. *Stat Med*. 1991;10(12):1981-1991. doi:10.1002/sim.4780101211.
23. Yu C-H, Chen P-Q, Ma S-C, Pan C-H. Segmental correction of adolescent idiopathic scoliosis by all-screw fixation method in adolescents and young adults. minimum 5 years follow-up with SF-36 questionnaire. *Scoliosis*. 2012;7:5. doi:10.1186/1748-7161-7-5.
24. Kemppainen JW, Morscher MA, Gothard MD, Adamczyk MJ, Ritzman TF. Evaluation of Limited Screw Density Pedicle Screw Constructs in Posterior Fusions for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deform*. 2016;4(1):33-39. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2015.07.010>.
25. Sanders JO, Little DG, Richards BS. Prediction of the crankshaft phenomenon by peak height velocity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(12):1352-1356; discussion 1356-1357.
26. Sanders JO, Herring JA, Browne RH. Posterior arthrodesis and instrumentation in the immature (Risser-grade-0) spine in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(1):39-45.
27. Deviren V, Acaroglu E, Lee J, et al. Pedicle screw fixation of the thoracic spine: an in vitro biomechanical study on different configurations. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(22):2530-2537.
28. Newton PO, Yaszay B, Upasani V V, et al. Preservation of thoracic kyphosis is critical to maintain lumbar lordosis in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35(14):1365-1370. doi:10.1097/BRS.0b013e3181dccc63.

6.5.7 Figures and Tables

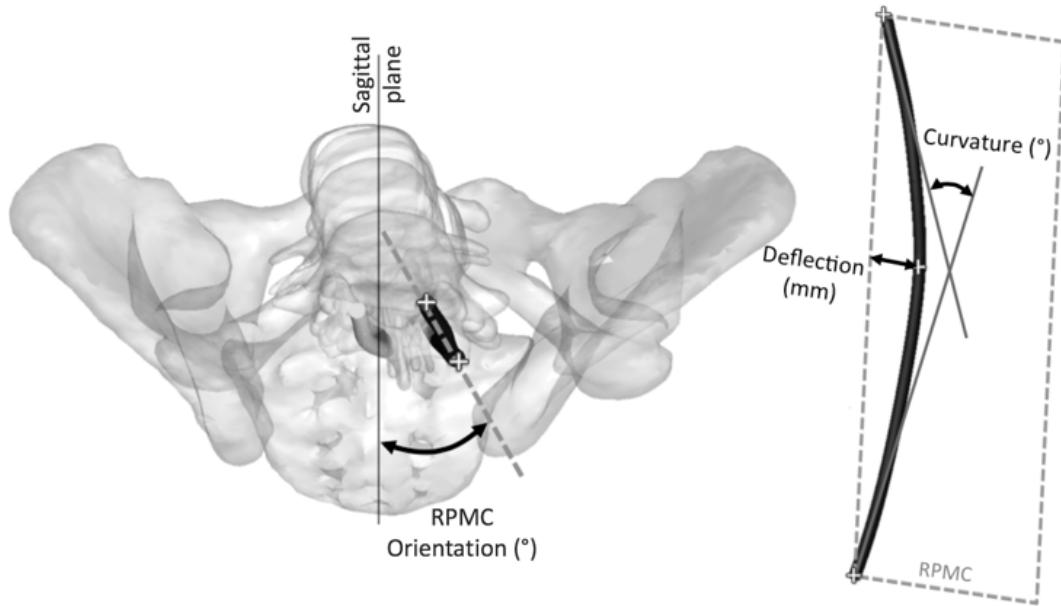


Figure 6-15 : Rod's plane of maximal curvature orientation (RPMC), 3D rod curvature and maximal deflection computed from rods 3D reconstruction.

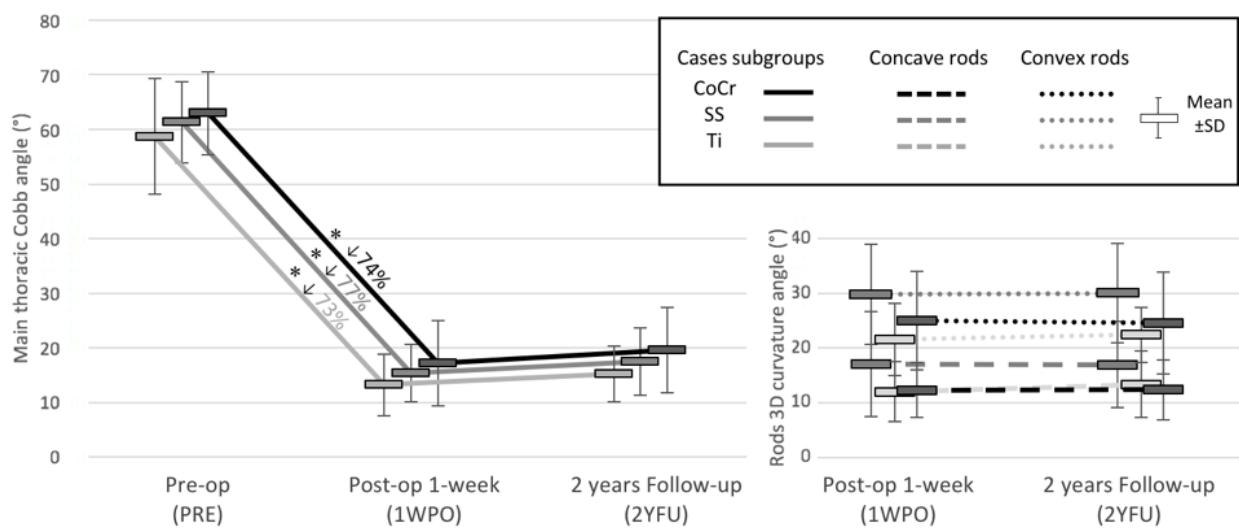


Figure 6-16 : Evolution of main thoracic Cobb angle and rods 3D curvature for patients instrumented with Cobalt Chrome (CoCr), Stainless Steel (SS) and Titanium (Ti) 5.5 mm rods. * Indicates a statistically significant change ($p < 0.05$).

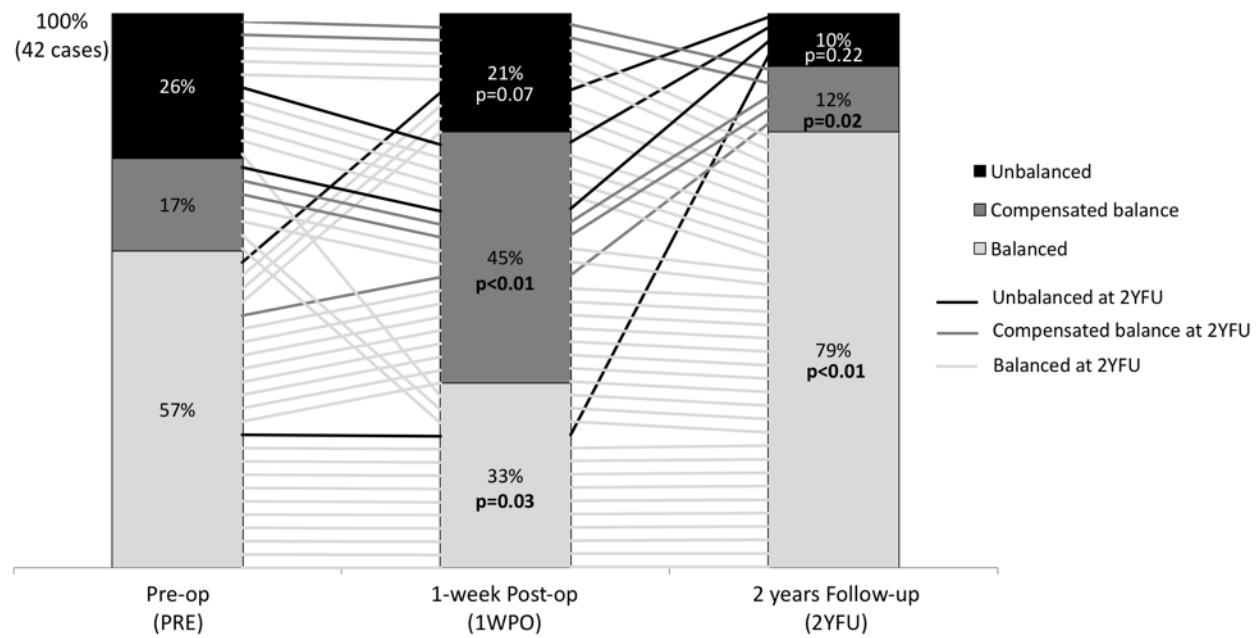


Figure 6-17 : Proportion of patients with a balanced, compensated balance and unbalanced posture at each time point. The lines represent each patients' sagittal posture evolution between time points.

Tableau 6-3 : 3D spine shape parameters evolution

		Pre-op (PRE)		1-week Post-op (1WPO)		2 years Follow up (2YFU)	
		Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range
Coronal plane measurements	PT Cobb angle (°)	30 (11)	15 to 48	16 (7)*	1 to 26	16 (7)	1 to 27
	MT Cobb Angle (°)	61 (9)	48 to 80	15 (6)*	2 to 32	17 (7)	2 to 32
	L Cobb Angle(°)	31 (8)	16 to 52	11 (6)*	0 to 23	11 (6)	3 to 21
	Compensation (mm)	13 (14)	-20 to 36	-3 (15)*	-26 to 40	-1 (9)	-20 to 24
Sagittal plane measurements	Kyphosis (T2-T12) (°)	24 (12)	0 to 55	25 (8)	11 to 44	25 (8)	10 to 46
	Lordosis (L1-S1) (°)	51 (11)	22 to 82	47 (8)*	30 to 73	56 (9)*	38 to 78
	Pelvic Incidence (°)	52 (12)	33 to 80	52 (13)	31 to 80	53 (13)	32 to 77
	Pelvic tilt (°)	8 (9)	-9 to 32	14 (9)*	-1 to 39	9 (9)*	-10 to 32
	Sacral slope (°)	44 (9)	28 to 64	38 (10)*	14 to 63	43 (9)*	24 to 65
	SFD (mm)	24 (17)	-19 to 59	36 (15)*	5 to 74	28 (15)*	-6 to 57
	SVA (mm)	-10 (27)	-57 to 42	16 (23)*	-24 to 66	-18(22)*	-52 to 28
Transverse plane measurements	PT PMC orientation (°)	56 (16)	15 to 88	37 (18)*	5 to 70	37 (17)	3 to 73
	MT PMC orientation (°)	75 (10)	46 to 97	39 (15)*	2 to 68	41 (15)	4 to 66
	L PMC orientation (°)	55 (13)	29 to 83	31 (18)*	5 to 75	25 (16)*	3 to 60
	MT AVR (°)	23 (7)	9 to 32	13 (9)*	2 to 32	14 (9)	2 to 30
* Indicates a statistically significant change as compared with previous time point. p<0.05							

Tableau 6-4 : 3D rods parameters evolution. No significant change was found between 1WPO and 2YFU (all p>0.05).

		1-week Post-op (1WPO)		2 years Follow-up (2YFU)	
		Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range
Curvature (°)					
Concave rod		14 (7)	1 to 36	14 (7)	2 to 32
Convex rod		25 (9)	14 to 50	26 (8)	12 to 49
Deflection (mm)					
Concave rod		11 (5)	4 to 31	11 (5)	4 to 30
Convex rod		18 (7)	7 to 38	17 (6)	8 to 35
RPMC orientation (°)					
Concave rod		28 (23)	2 to 81	29 (23)	0 to 81
Convex rod		12 (10)	0 to 43	12 (10)	1 to 45

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le travail de recherche présenté dans cette thèse visait à analyser et comprendre l'impact de la distribution d'implants sur la capacité de correction de la scoliose et sur les efforts supportés par l'instrumentation, ainsi que l'impact du cintrage et des déformations intra et postopératoires des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures scoliotiques. Afin de répondre aux questions de recherche, une approche basée sur l'analyse rétrospective de cas chirurgicaux, l'analyse de plans opératoires de chirurgiens et sur l'exploitation d'un modèle biomécanique de simulation chirurgicale a été utilisée. Bien que les résultats de chaque étude aient été discutés dans les cinq articles précédemment présentés, ce chapitre vise à discuter de la méthodologie utilisée dans ce projet doctoral et à interpréter les résultats des différentes études au regard des questions de recherche afin d'en dégager des recommandations cliniques.

Effet de la distribution d'implants sur la capacité de correction et sur les efforts supportés par l'instrumentation (Hypothèse 1)

Une importante variabilité de la distribution des implants sur le segment instrumenté a été relevée. L'évaluation rétrospective des 279 cas opérés (article # 1) et des 170 plans chirurgicaux remis par les chirurgiens (article # 2) a montré qu'un nombre beaucoup plus important de configurations était utilisé, contrairement aux huit configurations rapportées dans la littérature (Figure 1-25). Contrairement à la densité d'implants, la distribution d'implants sur le segment instrumenté est une variable complexe à reporter et analyser. Les différences structurelles des courbures et les différents niveaux instrumentés entre les cas scoliotiques compliquent la comparaison des stratégies de distribution d'implants. C'est pourquoi une nomenclature a été définie au cours du projet afin de normaliser l'analyse de la distribution des implants pour des cas de scoliose de type Lenke 1. La division du segment instrumenté en 10 régions d'intérêt a permis, d'une part, de documenter la distribution d'implants utilisée lors du traitement chirurgical, mais aussi, d'évaluer l'impact de l'instrumentation de chacune de ces régions sur la capacité à corriger les courbures et à distribuer les efforts dans les montages.

L'analyse rétrospective des résultats chirurgicaux des 279 cas de scoliose a fait ressortir que seule la densité d'implants du côté concave de la courbure était associée à une augmentation de la correction de l'angle de Cobb (article # 1). L'association rapportée, bien que statistiquement

significative était cependant faible ($p=0.03$; $R=0.17$). Cette faible association n'est pourtant pas surprenante considérant tous les paramètres qui n'ont pas pu être considérés dans l'analyse de corrélation (type de vis pédiculaires, technique de correction utilisée, réalisation d'ostéotomies, etc.). L'analyse biomécanique à l'aide du modèle numérique a justement permis de s'affranchir de l'effet des paramètres non contrôlables (article # 3). En faisant varier uniquement la distribution des implants, une association plus importante a été relevée entre la densité d'implants du côté concave et la correction de l'angle de Cobb ($p<0.01$; R compris entre 0.45 et 0.90). La densité du côté convexe n'avait pas d'effet significatif sur la correction. L'effet prédominant de la densité d'implants du côté concave sur la correction de l'angle de Cobb a également été rapporté dans une étude clinique (Clements *et al.*, 2009). Ce résultat supporte le concept qui affirme que l'instrumentation du côté concave a un rôle en terme de correction alors que l'instrumentation du côté convexe a un rôle de support (Suk *et al.*, 2012). Toutefois, ce concept n'est peut-être plus totalement adapté considérant le développement de nouvelles techniques de correction visant à corriger les déformations 3D. En effet, l'analyse des plans chirurgicaux des chirurgiens a mis en évidence que les implants du côté convexe, principalement dans la région apicale, étaient eux aussi utilisés afin d'exécuter des manœuvres de correction (dérotation vertébrale et compression) (article #2). Le placement d'implants dans la convexité est donc essentiel afin de corriger les déformations scoliotiques 3D. La nécessité de placer des implants du côté convexe a également été mise en évidence par le fait que la configuration d'implants proposée par Tsirikos *et al.* consistant à placer un minimum d'implants du côté servant de support (convexe) a été considérée comme la moins adaptée pour le traitement chirurgical par les chirurgiens sondés (Figure 4-5) (Tsirikos *et al.*, 2012). En termes de répartition des efforts, l'analyse biomécanique (article #3) a démontré que le placement des implants dans différentes régions a un impact sur les efforts résultants, en particulier qu'une densité d'implants élevée dans la région apicale et notamment dans la convexité de la courbure tend à augmenter les efforts supportés par l'instrumentation. Les résultats des trois premiers articles présentés dans cette thèse permettent donc de valider notre hypothèse de recherche qui était que la distribution des implants impacte de façon significative la capacité de correction des courbures scoliotiques et les efforts supportés par l'instrumentation. Ces résultats suggèrent que la densité d'implants peut être réduite dans la convexité de la courbure, mais principalement dans les régions périapicales où les implants sont les moins essentiels dans le processus de correction.

Le concept de configuration d'implants est indissociable du type d'implants utilisé. Différents types de vis (de 0 à 3 degrés de liberté entre le corps et la tête de vis) ont été utilisés pour l'instrumentation des neuf cas scoliotiques dans l'étude biomécanique utilisant le simulateur de chirurgie (article # 3). Dans tous les cas, une association entre l'augmentation du nombre d'implants et l'augmentation des efforts supportés par l'instrumentation a été trouvée. Wang et al. ont démontré, à l'aide du même modèle numérique, que les forces théoriquement nécessaires pour déplacer les vertèbres et corriger les courbures scoliotiques sont relativement faibles (de l'ordre de 50 N) (Wang *et al.*, 2012). Lors de la chirurgie, des forces additionnelles sont générées en raison de la nécessité d'insérer les tiges dans chaque vis pédiculaire. Le placement des vis étant un acte délicat, il est difficile de s'assurer que l'alignement et l'orientation de chaque tête de vis soient parfaitement adaptés à l'insertion des tiges. En augmentant le nombre de vis, la tige doit être accommodée à un plus grand nombre de points d'attache, ce qui tend à contraindre le montage et augmenter les efforts sur chaque implant. L'augmentation du nombre de degrés de liberté entre la tête des vis et le corps permet toutefois de limiter ces efforts additionnels. L'utilisation de vis pédiculaires à 4 degrés de liberté entre le corps et la tête de vis ou de bandes sous-lamaires pourrait donc limiter l'effet de contraintes et améliorer la répartition des charges dans le montage. L'augmentation du nombre de degrés de liberté peut cependant affecter la capacité de contrôle des vertèbres (Dalal *et al.*, 2011; Kuklo *et al.*, 2005; Lonner *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2014). Un compromis entre le type d'implants et leur distribution pour maximiser la capacité de contrôle vertébral et la répartition des efforts dans l'instrumentation reste à être identifié.

Les conséquences cliniques de l'augmentation des efforts due à l'augmentation du nombre d'implants peuvent être discutées. Les chirurgiens placent les implants de manière à ce que les forces de correction soient réparties et qu'elles restent inférieures à la limite d'arrachement des implants. Dans le cas où le nombre d'implants ne serait pas suffisant pour répartir les efforts de correction, le premier implant soumis à un effort critique se délogerait. Dans le cas d'un montage très contraint dû au nombre important d'implants, si un implant était soumis à un effort assez important pour dégrader l'interface os-implant, à l'instant où un tassement osseux se produirait, la contrainte diminuerait dans le montage changeant la distribution des forces et les implants adjacents supporterait immédiatement davantage d'efforts, évitant le délogement de l'implant. L'augmentation du nombre d'implants n'implique donc pas forcément une augmentation des risques de défaillance de l'instrumentation, mais l'effet de ces tassements osseux à l'interface os-

implant pourrait toutefois impacter la stabilité postopératoire de l'instrumentation. Bien que cela pourrait avoir un effet néfaste sur la tenue des vis à long terme, la fusion osseuse des vertèbres instrumentées quelques mois après la chirurgie est censée reprendre les charges de l'instrumentation (Bianco *et al.*, 2015; White *et al.*, 1990).

Considérant les résultats présentés dans l'article #2, la méthodologie utilisée dans l'article #3 présente quelques limites. Il a été démontré que les chirurgiens ajusteraient leur technique de correction s'ils étaient amenés à utiliser moins d'implants (article # 2). Pourtant, lors de la réalisation du plan d'expériences (article # 3), la séquence de manœuvres de correction est restée identique, quelle que soit la configuration utilisée. La possibilité d'exécuter davantage de dérotation vertébrale ou de compression/distraction avec plus d'implants n'a pas été considérée. Les différences de correction des indices cliniques géométriques obtenues au travers de la simulation des différentes configurations d'implants auraient pu être plus importantes si les manœuvres de correction avaient été adaptées à chaque configuration. L'effet des ajustements des techniques de correction reste à être évalué. Par ailleurs, au travers des 128 configurations d'implants générées avec le plan d'expériences, l'utilisation de certaines configurations peut sembler peu réaliste (montage où la densité est maximale du côté convexe et minimale du côté concave). La méthode d'analyse statistique du plan d'expériences a toutefois permis de faire ressortir l'effet biomécanique de l'instrumentation de chaque région dans le processus de correction. Une approche complémentaire à la méthode du plan d'expériences pourrait être de comparer directement les simulations chirurgicales avec les sept configurations d'implants reportées dans la littérature (Figure 1-25). Il serait alors possible de définir une séquence de manœuvres de correction pour chacune des configurations afin de capturer leur capacité à corriger les courbures scoliotiques et à répartir les efforts dans le montage.

Le travail de recherche s'est concentré sur l'effet de la distribution d'implants dans le traitement de scoliose de type Lenke 1 car c'est le type de scoliose le plus commun (Lenke *et al.*, 2002). Pour ce type de courbure, seule la courbure thoracique est structurelle et nécessite une instrumentation (Lenke, 2005). Pour d'autres types de scoliose, où les courbures thoraciques proximales et lombaires requièrent d'être instrumentées, les stratégies de placement des implants peuvent différer. Il est nécessaire d'adresser l'effet de la distribution d'implants pour d'autres types de scolioses afin de déterminer la stratégie d'instrumentation optimale pour chaque patient.

Effet du cintrage des tiges d'instrumentation et de leurs déformations intra et postopératoires sur la correction 3D des courbures scolioïques (Hypothèse 2)

L'analyse rétrospective de deux cohortes de patients a permis de documenter l'évolution de la forme 3D des tiges d'instrumentation à différentes étapes : préinsertion, directement à la suite de l'exécution des manœuvres de correction chirurgicale, une semaine après la chirurgie et enfin deux ans après la chirurgie (articles #4 et #5). Elle a également permis d'évaluer l'effet du cintrage et des déformations intra et postopératoire des tiges d'instrumentation sur la correction 3D des courbures.

La forme donnée à la tige insérée du côté concave en tant que telle n'était pas prédictive de la cyphose postopératoire, en revanche le sur- ou sous-cintrage réalisé par rapport à la cyphose préopératoire était corrélé avec le changement de cyphose résultant de l'opération (article # 4). Malgré l'important aplatissement de la tige concave observé durant la chirurgie, la forme initiale de la tige concave impacte significativement le changement de cyphose résultant de l'opération. Il semble qu'un sur-cintrage supérieur à 13° de la tige concave soit nécessaire afin d'augmenter la cyphose thoracique, mais prévoir avec exactitude le cintrage de la tige concave à réaliser en fonction de la cyphose postopératoire espérée reste difficile de par la corrélation relativement modérée qui a été trouvée ($p<0.01$; $R^2=0.58$) (Figure 6-13). Le fait que la tige insérée du côté concave se déforme et pas la tige insérée du côté convexe démontre que la majeure partie des efforts de correction sont appliqués du côté concave de la courbure. Cela est compréhensible, car la majeure partie de la technique de correction est pratiquée avec cette tige (manœuvre de rotation de la tige). Une relation, certes faible, a toutefois été trouvée entre le cintrage différentiel et la correction de la rotation vertébrale apicale ($p<0.01$; $R^2=0.58$) (Figure 6-14) ce qui met en évidence que la forme de la tige insérée du côté convexe a un rôle dans la correction du plan transverse. Cela est conforté par le fait que Seki *et al.* (2015) ont démontré à l'aide d'images CT-scan que l'insertion de la tige du côté convexe résultait dans une correction moyenne de 6.8° de la rotation vertébrale apicale. Après l'opération, chaque tige se trouvait dans un plan dévié par rapport au plan sagittal du patient et l'orientation des tiges était représentative de celle du plan de déformation maximale de la courbure thoracique postopératoire. Idéalement, la courbure thoracique postopératoire devrait se trouver dans le plan sagittal. Cela met en évidence que les déformations intraopératoires 3D

auxquelles les tiges sont soumises impactent la correction de la déformation d'un point de vue 3D et en particulier la capacité à réaligner le plan de déformation de la courbure thoracique avec le plan sagittal. Ces résultats valident l'hypothèse que le cintrage des tiges d'instrumentation et leurs déformations 3D intraopératoires impactent significativement la correction 3D des courbures.

Après l'opération, il a été démontré que la correction 3D de la courbure thoracique instrumentée et la forme des tiges d'instrumentation restent inchangées, et cela dans les deux premières années après la chirurgie. Cela réfute l'hypothèse que des déformations postopératoires des tiges impactent le maintien de la correction 3D des courbures après l'opération. Aucun des cas dans notre cohorte n'a présenté de perte de correction des courbures scoliotiques dans les deux ans après la chirurgie, pourtant d'autres études en reportent (Hwang *et al.*, 2013; Upasani *et al.*, 2015). Bien que l'immaturité squelettique semble être la cause de perte de correction postopératoire, l'association avec une déformation des tiges pour ces cas reste à être investiguée.

La prédiction du degré de sur- ou sous-cintrage à réaliser par rapport à la cyphose préopératoire pourrait être améliorée. Dans notre étude, une part de la variabilité du changement postopératoire de cyphose qui n'est pas expliquée par le cintrage peut provenir du fait que plusieurs types Lenke aient été inclus dans la cohorte (types 1, 2 et 3), que les patients avaient des profils sagittaux très différents (cyphose thoracique entre 1° et 50°), que la flexibilité de la courbure thoracique et les ostéotomies ou manœuvres de compression/distraction réalisées n'ont pas été considérées. La poursuite de cette étude sur un nombre plus élevé de cas en considérant ces paramètres dans une analyse de régression multilinéaire permettrait vraisemblablement d'améliorer la prédiction du modèle et de guider les chirurgiens sur le cintrage à réaliser. Il serait pertinent de focaliser l'étude sur des cas hypocyphotiques (cyphose thoracique <20°) pour lesquels la restauration d'un profil sagittal normal est nécessaire.

Les déformations des tiges concaves dans notre cohorte étaient d'en moyenne 21°. Sehran *et al.* rapportent à partir d'essais expérimentaux sur ce même type de tiges (5.5mm CoCr) qu'un aplatissement de 20° implique une déformation plastique irréversible des tiges, retrouvant 54% de leur courbure initiale une fois la charge retirée (Serhan *et al.*, 2013). Par analogie, cela amène à penser que de l'énergie potentielle élastique est encore présente dans les tiges après l'instrumentation. Une autre hypothèse est que les tiges se sont déformées davantage durant l'exécution des manœuvres de correction que ce qui est mesuré à la fin de la chirurgie, et que la

relaxation des tissus mous dans la colonne vertébrale a permis aux tiges de libérer l'énergie potentielle élastique emmagasinée. L'évaluation de la forme des tiges pendant l'opération avec des méthodes de reconstruction 3D permettrait de répondre à cette hypothèse (Salmingo *et al.*, 2012). Une meilleure compréhension de la nature des déformations intraopératoires des tiges est importante, car cela permettrait d'évaluer les efforts auxquels les implants sont soumis pendant l'exécution des manœuvres de correction, mais également de comprendre comment elles contribuent aux risques de rupture de l'instrumentation après l'opération (Salmingo *et al.*, 2013; Salmingo *et al.*, 2012).

La forme des tiges a été évaluée seulement sur la portion thoracique de la colonne vertébrale et sa forme a été décrite par deux paramètres (courbure et déflexion maximale). Une description plus détaillée de la forme de la tige notamment sur la portion lombaire de la colonne vertébrale permettrait d'avoir une meilleure compréhension de l'effet de la forme des tiges sur l'intégralité du profil sagittal résultant de l'opération. De plus, l'effet du cintrage différentiel n'a été évalué que localement à l'apex de la courbure. Une comparaison plus détaillée de la forme relative de la tige insérée du côté concave par rapport à celle du côté convexe le long du segment instrumenté permettrait de comprendre l'impact de la forme des tiges sur la correction des rotations axiales vertébrales (détorsion).

CHAPITRE 8 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Le premier objectif de ce projet doctoral était d'analyser l'impact de la distribution des implants sur la capacité de correction 3D de la scoliose et les efforts supportés par l'instrumentation. Une nomenclature divisant le segment instrumenté en 10 régions d'intérêt a été définie afin de faciliter l'analyse de la distribution d'implants dans le traitement des cas de scoliose de type Lenke 1. L'analyse rétrospective du traitement de 279 cas de scoliose de type Lenke 1 instrumentés avec des vis pédiculaires a révélé qu'il existe une variabilité importante de la distribution d'implants, en particulier dans les régions périapicales du côté convexe de la courbure. L'analyse de plans chirurgicaux de 17 chirurgiens a permis d'évaluer le rôle des implants dans le processus de correction et a mis en évidence qu'en moyenne 70% des implants sont utilisés pour exécuter des manœuvres de correction et que les implants se trouvant dans les régions périapicales de la courbure sont les moins utilisés. L'analyse rétrospective de l'effet de la distribution sur la correction a révélé que seule l'augmentation du nombre d'implants du côté concave de la courbure et particulièrement dans la région apicale est associée à une augmentation de la correction de l'angle de Cobb. L'analyse biomécanique de la distribution d'implants à l'aide du simulateur chirurgical préalablement validé, a confirmé ce résultat. L'augmentation du nombre d'implants dans le montage est également associée à une augmentation modérée de la correction de la rotation axiale vertébrale, mais ne semble pas avoir d'effet sur la cyphose thoracique. L'analyse biomécanique a mis en évidence qu'augmenter le nombre d'implants tend à contraindre les montages et à augmenter les efforts supportés par l'instrumentation, notamment lorsqu'une densité d'implants élevée est utilisée dans la région apicale et dans la convexité de la courbure. La distribution des implants impacte donc significativement la capacité à corriger les courbures scoliotiques et les efforts supportés par l'instrumentation.

L'analyse des plans chirurgicaux a montré que la réduction de la densité d'implants implique des ajustements de la technique de correction, avec moins de manœuvres de dérotation vertébrale et de compression/distraction, mais une augmentation de cintrage *in situ* des tiges d'instrumentation. L'effet de ces ajustements reste à être évalué. Le simulateur de chirurgie pourrait être exploité de manière à simuler l'instrumentation chirurgicale avec différentes configurations d'implants rapportées de la littérature et une technique de correction adaptée à chacune d'entre elles afin de

comparer leur capacité respective de correction 3D et de répartition des efforts dans l'instrumentation.

Le deuxième objectif de ce projet doctoral était d'analyser l'impact du cintrage des tiges et de leurs déformations intra et postopératoires sur la correction 3D des courbures scoliotiques. La précision des techniques de reconstruction de la forme des tiges pré- et post-insertion développées ont démontré être suffisante pour évaluer les changements de forme rapportés. Bien que les tiges soient initialement cintrées dans un plan visant à définir le plan sagittal postopératoire du patient, les déformations qu'elles subissent font en sorte qu'elles se retrouvent dans des plans déviés du plan sagittal après instrumentation. L'orientation des tiges est représentative du plan de déformation dans lequel la courbure thoracique se trouvait après l'instrumentation. De plus, la courbure des tiges insérées du côté concave est diminuée de façon importante lors de l'exécution des manœuvres de correction. La forme des tiges reste cependant inchangée deux ans après l'instrumentation du rachis. Les montages à configuration d'implants bilatérale segmentaire avec des tiges de 5.5 mm en titane, en cobalt chrome ou en acier inoxydable, ont tous assuré une correction 3D stable des courbures scoliotiques à long terme. Malgré ces déformations 3D intraopératoires, une association modérée a été trouvée entre le cintrage de la tige concave et le changement de cyphose thoracique résultant de l'opération, ce qui met en évidence l'importance de la stratégie de cintrage sur le profil sagittal du patient après l'opération. Le cintrage différentiel contribue à la correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale bien que son effet soit plus nuancé en raison des autres techniques de correction qui sont exécutées afin de corriger les déformations dans le plan transverse. Le cintrage des tiges d'instrumentation et leurs déformations intraopératoires impactent donc la correction 3D des courbures.

L'évaluation de la forme des tiges pré- et post-instrumentation sur une cohorte plus importante de patients à l'aide des protocoles de mesure développés dans cette thèse, en contrôlant d'autres facteurs relatifs à la technique de correction, permettrait d'avoir une meilleure compréhension de l'effet du cintrage sur la correction 3D, et à terme permettrait de guider le chirurgien sur le cintrage à réaliser en fonction de la correction 3D espérée. Enfin, la prise en compte du comportement élastoplastique des tiges dans le modèle de simulation chirurgicale permettrait d'évaluer l'impact du choix du diamètre et du matériau des tiges ainsi que du cintrage sur la correction 3D des courbures scoliotiques et les efforts supportés par l'instrumentation.

Ce projet doctoral a donc mis en évidence l'importance de la distribution d'implants et du cintrage des tiges lors de l'instrumentation postérieure du rachis et a permis de développer des recommandations de stratégie de configuration d'instrumentation qui peuvent être résumées ainsi :

- Des configurations à faible densité d'implants permettent une correction 3D similaire à des montages bilatéraux segmentaires
- Augmenter la densité d'implants ne garantit pas une meilleure répartition des efforts sur l'instrumentation
- Les régions périapicales du côté convexe de la courbure sont les plus appropriées pour le retrait d'implants lors de l'utilisation de configurations alternatives à plus faible densité
- Un aplatissement d'en moyenne 21° de la courbure des tiges de 5.5 mm de diamètre en cobalt chrome insérées du côté concave de la courbure pendant l'instrumentation du rachis est à anticiper
- Le cintrage de la tige concave par rapport au profil sagittal préopératoire du patient influence la cyphose résultante de l'instrumentation
- La réalisation d'un cintrage différentiel entre les deux tiges contribue à la correction de la rotation vertébrale dans le plan transverse
- L'utilisation de tiges de 5.5 mm de diamètre en titane, acier inoxydable et cobalt chrome permet une correction 3D stable des courbures scoliotiques à long terme.

La poursuite de ces travaux de recherche permettrait de rationaliser la pratique chirurgicale et guider les chirurgiens pour un traitement optimal de chaque patient atteint de scoliose.

RÉFÉRENCES

- Abe, Y., Ito, M., Abumi, K., Sudo, H., Salmingo, R. et Tadano, S. (2015). Scoliosis corrective force estimation from the implanted rod deformation using 3D-FEM analysis. *Scoliosis*, 10(Suppl 2), S2. doi:10.1186/1748-7161-10-S2-S2
- Abul-Kasim, K., Karlsson, M. K. et Ohlin, A. (2011). Increased rod stiffness improves the degree of deformity correction by segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis*, 6, 13. doi:10.1186/1748-7161-6-13
- Anderson, A. E., Ellis, B. J. et Weiss, J. A. (2007). Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 10(3), 171-84. doi:10.1080/10255840601160484
- Asghar, J., Samdani, A. F., Pahys, J. M., D'andrea, L. P., Guille, J. T., Clements, D. H. et Betz, R. R. (2009). Computed tomography evaluation of rotation correction in adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of an all pedicle screw construct versus a hook-rod system. *Spine*, 34(8), 804-7. doi:10.1097/BRS.0b013e3181996c1b
- Asher, M. A. et Burton, D. C. (2006). Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis*, 1(1), 2. doi:10.1186/1748-7161-1-2
- Asher, M. A. et Cook, L. T. (1995). The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(12), 1386-1391.
- Aubin, C. E., Desrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F. et 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*, 49(8), 749-61.
- Aubin, C. E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J. et Boivin, A. (2008). Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine*, 33(20), 2143-2152. doi:10.1097/BRS.0b013e31817bd89f

- Aubin, C. E., Labelle, H. et Ciolofan, O. C. (2007). Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 16(1), 57-64. doi:10.1007/s00586-006-0063-6
- Aubin, C. E., Larson, A. N., Le Navéaux, F., Labelle, H., Newton, P. O., Polly Jr., D. W. et Study Group, M. I. M. O. (2012). Active SRS members demonstrate huge variation in implant density when planning routine adolescent idiopathic scoliosis constructs. Dans Scoliosis Research Society 47th annual meeting and course (p. 140). Chicago, USA.
- Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A. F., Poulin, F., Gardner-Morse, M. et Labelle, H. (2003). Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6(1), 27-32. doi:10.1080/1025584031000072237
- Belmont, P. J., Klemme, W. R., Dhawan, A. et Polly, D. W. (2001). In vivo accuracy of thoracic pedicle screws. *Spine*, 26(21), 2340-6.
- Bharucha, N. J., Lonner, B. S., Auerbach, J. D., Kean, K. E. et Trobisch, P. D. (2012). Low-density versus high-density thoracic pedicle screw constructs in adolescent idiopathic scoliosis: do more screws lead to a better outcome? *Spine J*. doi:10.1016/j.spinee.2012.05.029
- Bharucha, N. J., Lonner, B. S., Auerbach, J. D., Kean, K. E. et Trobisch, P. D. (2013). Low-density versus high-density thoracic pedicle screw constructs in adolescent idiopathic scoliosis: do more screws lead to a better outcome? *The Spine Journal*, 13(4), 375-381. doi:10.1016/j.spinee.2012.05.029
- Bhojraj, S. Y., Varma, R. G., Nene, A. M. et Mohite, S. (2010). Spinal loop rectangle and sub laminar wiring as a technique for scoliosis correction. *Indian journal of orthopaedics*, 44(1), 50-6. doi:10.4103/0019-5413.58606
- Bianco, R. (2015, 1 décembre). Biomécanique de l'ancrage de vis pédiculaires pour l'instrumentation du rachis. Thèse de doctorat en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.
- Bianco, R., Aubin, C. E., Mac-Thiong, J. M., Wagnac, E., Arnoux, P. J. (2015). Pedicle Screw Fixation Under Non-Axial Loads: a Cadaveric Study. *Spine*. doi:10.1097/BRS.00000000000001200

- Biswas, D., Bible, J. E., Bohan, M., Simpson, A. K., Whang, P. G. et Grauer, J. N. (2009). Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 91(8), 1882-9. doi:10.2106/JBJS.H.01199
- Bridwell, K. H. (1999). Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(24), 2607-2616.
- Cahill, P. J., Wang, W., Asghar, J., Booker, R., Betz, R. R., Ramsey, C. et 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), E687-95. doi:10.1097/BRS.0b013e318246d4f2
- Cammarata, M. (2013, 1 décembre). Facteurs biomécaniques de risques de la cyphose jonctionnelle proximale. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.
- Cammarata, M., Aubin, C. E., Wang, X. et Mac-Thiong, J. M. (2014). Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical instrumentation variables. *Spine*, 39(8), E500-7. doi:10.1097/BRS.0000000000000222
- Carreau, J. H., Bastrom, T., Petcharaporn, M., Schulte, C., Marks, M., Illés, T., Newton, P. O. (2014). Computer-Generated, Three-Dimensional Spine Model From Biplanar Radiographs: A Validity Study in Idiopathic Scoliosis Curves Greater Than 50 Degrees. *Spine Deformity*, 2(2), 81-88. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2013.10.003>
- Carreon, L. Y., Puno, R. M., Lenke, L. G., Richards, B. S., Sucato, D. J., Emans, J. B. et Erickson, M. A. (2007). Non-neurologic complications following surgery for adolescent idiopathic scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 89(11), 2427-32. doi:10.2106/JBJS.F.00995
- Carreon, L. Y., Sanders, J. O., Diab, M., Sucato, D. J., Sturm, P. F. et Glassman, S. D. (2010). The minimum clinically important difference in Scoliosis Research Society-22 Appearance, Activity, And Pain domains after surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 35(23), 2079-83. doi:10.1097/BRS.0b013e3181c61fd7
- Chatzistergos, P. E., Magnissalis, E. A. et Kourkoulis, S. K. (2010). A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally

validated finite-element model. *Medical engineering & physics*, 32(2), 145-54. doi:10.1016/j.medengphy.2009.11.003

Chen, A. F., Bi, W., Singhabahu, D., Londino, J., Hohl, J., Ward, M. et Ward, W. T. (2013). Converting Scoliosis Research Society-24 to Scoliosis Research Society-22r in a Surgical-Range, Medical/Interventional Adolescent Idiopathic Scoliosis Patient Cohort. *Spine Deformity*, 1(2), 108-114. doi:10.1016/j.jspd.2012.12.003

Chen, J., Yang, C., Ran, B., Wang, Y., Wang, C., Zhu, X., Li, M. (2013). Correction of Lenke 5 Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Pedicle Screw Instrumentation: Does Implant Density Influence the Correction? *Spine (Phila Pa 1976)*. doi:10.1097/BRS.0b013e318297bfd4

Cheng, I., Hay, D., Iezza, A., Lindsey, D. et Lenke, L. G. (2010). Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws. *Spine*, 35(10), 1039-43. doi:10.1097/BRS.0b013e3181d85ec8

Cheriet, F., Laporte, C., Kadoury, S., Labelle, H. et 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. doi:Doi 10.1109/Tbme.2006.889205

Cho, R. H., Yaszay, B., Bartley, C. E., Bastrom, T. P. et Newton, P. O. (2012). Which Lenke 1A curves are at the greatest risk for adding-on and why? *Spine*, 37(16), 1384-90. doi:10.1097/BRS.0b013e31824bac7a

Christodoulou, E., Chinthakunta, S., Reddy, D., Khalil, S., Apostolou, T., Drees, P. et Kafchitsas, K. (2015). Axial pullout strength comparison of different screw designs: fenestrated screw, dual outer diameter screw and standard pedicle screw. *Scoliosis*, 10, 15. doi:10.1186/s13013-015-0039-6

Cidambi, K. R., Glaser, D. A., Bastrom, T. P., Nunn, T. N., Ono, T. et Newton, P. O. (2012). Postoperative changes in spinal rod contour in adolescent idiopathic scoliosis: an in vivo deformation study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(18), 1566-1572. doi:10.1097/BRS.0b013e318252ccbe

Clement, J. L., Chau, E., Kimkpe, C. et Vallade, M. J. (2008). Restoration of thoracic kyphosis by posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis: comparative radiographic analysis of

two methods of reduction. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(14), 1579-1587.
doi:10.1097/BRS.0b013e31817886be

Clements, D. H., Betz, R. R., Newton, P. O., Rohmiller, M., Marks, M. C. et Bastrom, T. (2009). Correlation of scoliosis curve correction with the number and type of fixation anchors. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(20), 2147-2150. doi:10.1097/BRS.0b013e3181adb35d

Cochran, T., Irlam, L. et Nachemson, A. (1983). Long-term anatomic and functional changes in patients with adolescent idiopathic scoliosis treated by Harrington rod fusion. *Spine*, 8(6), 576-84.

Cotrel, Y., Dubousset, J. et Guillaumat, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res*, 227, 10-23.

Cui, G., Watanabe, K., Nishiwaki, Y., Hosogane, N., Tsuji, T., Ishii, K., ... Matsumoto, M. (2012). Loss of apical vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: 2-year follow-up using multi-planar reconstruction computed tomography. *European Spine Journal*, 21, 1111-1120.
doi:10.1007/s00586-012-2274-3

Daffner, S. D., Beimesch, C. F. et Wang, J. C. (2010). Geographic and demographic variability of cost and surgical treatment of idiopathic scoliosis. *Spine*, 35(11), 1165-9.
doi:10.1097/BRS.0b013e3181d88e78

Dalal, A., Upasani, V. V., Bastrom, T. P., Yasay, B., Shah, S. A., Shufflebarger, H. L. et Newton, P. O. (2011). Apical vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis: comparison of uniplanar and polyaxial pedicle screws. *Journal of spinal disorders & techniques*, 24(4), 251-7.
doi:10.1097/BSD.0b013e3181edebc4

de Kleuver, M., Lewis, S. J., Germscheid, N. M., Kamper, S. J., Alanay, A., Berven, S. H., ... Shaffrey, C. (2014). Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *Eur Spine J*. doi:10.1007/s00586-014-3356-1

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E. et 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 bio-medical engineering*, 50(8), 989-98.
doi:10.1109/TBME.2003.814525

Demura, S., Yaszay, B., Carreau, J. H., Upasani, V. V., Bastrom, T. P., Bartley, C. E. et Newton, P. O. (2013). Maintenance of Thoracic Kyphosis in the 3D Correction of Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Direct Vertebral Derotation. *Spine Deformity*, 1(1), 46-50. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2012.06.001>

Deschênes, S., Charron, G., Beaudoin, G., Labelle, H., Dubois, J., Miron, MC. et Parent, S. (2010). Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*, 35(9), 989-94. doi:10.1097/BRS.0b013e3181bdcaa4

Desrochers-Perrault, F. (2013, 1 décembre). Analyse biomécanique d'instrumentations du rachis scoliotique avec vis iliaques. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Deviren, V., Acaroglu, E., Lee, J., Fujita, M., Hu, S., Lenke, L. G., ... Puttlitz, C. M. (2005). Pedicle screw fixation of the thoracic spine: an in vitro biomechanical study on different configurations. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(22), 2530-2537.

Diab, M., Smith, A. R. et Kuklo, T. R. (2007). Neural complications in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 32(24), 2759-63. doi:10.1097/BRS.0b013e31815a5970

Diebo, B., Liu, S., Lafage, V. et Schwab, F. (2014). Osteotomies in the treatment of spinal deformities: indications, classification, and surgical planning. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopédie traumatologie*, 24 Suppl 1, S11-20. doi:10.1007/s00590-014-1471-7

Dobbs, M. B., Lenke, L. G., Kim, Y. J., Kamath, G., Peelle, M. W. et Bridwell, K. H. (2006). Selective posterior thoracic fusions for adolescent idiopathic scoliosis: comparison of hooks versus pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(20), 2400-2404. doi:10.1097/01.brs.0000240212.31241.8e

Donzelli, S., Poma, S., Balzarini, L., Borboni, A., Respizzi, S., Villafane, J. H., Negrini, S. (2015). State of the art of current 3-D scoliosis classifications: a systematic review from a clinical perspective. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12, 91. doi:10.1186/s12984-015-0083-8

- Driscoll, C. R., Aubin, C. E., Canet, F., Labelle, H. et Dansereau, J. (2012). Impact of prone surgical positioning on the scoliotic spine. *Journal of spinal disorders & techniques*, 25(3), 173-81. doi:10.1097/BSD.0b013e318211ffa6
- Driscoll, M., Mac-Thiong, J. M., Labelle, H., Slivka, M., Stad, S. et Parent, S. (2013). Biomechanical Assessment of Reduction Forces Measured During Scoliotic Instrumentation Using Two Different Screw Designs. *Spine Deformity*, 1(2), 94-101. doi:10.1016/j.jspd.2013.01.004
- Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, J.-P., Mitton, D. et Skalli, W. (2006). Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.
- Edwards, W. T., Zheng, Y., Ferrara, L. A. et Yuan, H. A. (2001). Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine. *Spine*, 26(2), 218-25.
- Fletcher, N. D., Hopkins, J., McClung, A., Browne, R. et Sucato, D. J. (2012). Residual thoracic hypokyphosis after posterior spinal fusion and instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis: risk factors and clinical ramifications. *Spine*, 37(3), 200-6. doi:10.1097/BRS.0b013e318216106c
- Gardner-Morse, M. G. et Stokes, I. A. . (2004). Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *Journal of biomechanics*, 37(2), 205-212. doi:10.1016/j.jbiomech.2003.10.003
- Gardner, A. (2013). Loss of apical vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: 2-year follow-up using multi-planar reconstruction computed tomography' [by G. Cui, K. Watanabe, Y. Nishiwaki, N. Hosogane, T. Tsuji, K. Ishii, M. Nakamura, Y. Toyama, K. Chiba, M. Ma. European spine journal 22(5), 1195. doi:10.1007/s00586-012-2633-0
- Gelalis, I. D., Paschos, N. K., Pakos, E. E., Politis, A. N., Arnaoutoglou, C. M., Karageorgos, A. C., ... Xenakis, T. a. (2012). Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques. *European Spine Journal*, 21(2), 247-255. doi:10.1007/s00586-011-2011-3
- Gotfryd, A. O. et Avanzi, O. (2013). Randomized Clinical Study on Surgical Techniques With Different Pedicle Screw Densities in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Types Lenke 1A and 1B. *Spine Deformity*, 1(4), 272-279. doi:10.1016/j.jspd.2013.05.004

Hasler, C. C. (2013). A brief overview of 100 years of history of surgical treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Children's Orthopaedics*, 7(1), 57-62. doi:10.1007/s11832-012-0466-3

Helgeson, M. D., Shah, S. A., Newton, P. O., Clements, D. H., Betz, R. R., Marks, M. C. et Bastrom, T. (2010). Evaluation of proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis following pedicle screw, hook, or hybrid instrumentation. *Spine*, 35(2), 177-81. doi:10.1097/BRS.0b013e3181c77f8c

Henao, J. F. (2015, 1 juin). Analyse biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manœuvres de correction de la scoliose. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Henninger, H. B., Reese, S. P., Anderson, A. E. et Weiss, J. A. (2010). Validation of computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 224(7), 801-12.

Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A. et Delp, S. L. (2015). Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2), 020905. doi:10.1115/1.4029304

Hicks, J. M., Singla, A., Shen, F. H. et Arlet, V. (2010). Complications of Pedicle Screw Fixation in Scoliosis Surgery: A Systematic Review. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(11), E465-E470. doi:10.1097/BRS.0b013e3181d1021a

Humbert, L., de Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B. et Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys*, 31(6), 681-687. doi:10.1016/j.medengphy.2009.01.003

Hwang, C. J., Lee, C. K., Chang, B. S., Kim, M. S., Yeom, J. S. et Choi, J. M. (2011). Minimum 5-year follow-up results of skipped pedicle screw fixation for flexible idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine*, 15(2), 146-150. doi:10.3171/2011.4.SPINE10321

Hwang, S. W., Samdani, A. F. et Cahill, P. J. (2012). The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis

Clinical article. Journal of Neurosurgery-Spine, 16(4), 345-350. doi:Doi 10.3171/2011.11.Spine11277

Hwang, S. W., Samdani, A. F., Stanton, P., Marks, M. C., Bastrom, T., Newton, P. O., ... Cahill, P. J. (2013). Impact of pedicle screw fixation on loss of deformity correction in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 33(4), 377-382. doi:10.1097/BPO.0b013e31828800e9

Ito, M., Abumi, K., Kotani, Y., Takahata, M., Sudo, H., Hojo, Y. et Minami, A. (2010). Simultaneous double-rod rotation technique in posterior instrumentation surgery for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of neurosurgery. Spine*, 12(3), 293-300. doi:10.3171/2009.9.SPINE09377

Iwahara, T., Imai, M. et Atsuta, Y. (1998). Quantification of cosmesis for patients affected by adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 7(1), 12-15. doi:10.1007/s005860050020

Johnston, C. E., Welch, R. D., Baker, K. J. et Ashman, R. B. (1995). Effect of spinal construct stiffness on short segment fusion mass incorporation. *Spine*, 20(22), 2400-7.

Kadoury, S., Cheriet, F., Beauséjour, M., Stokes, I. A., Parent, S. et Labelle, H. (2009). A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal* 18(1), 23-37. doi:10.1007/s00586-008-0817-4

Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C. et Labelle, H. (2007). A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical & biological engineering & computing*, 45(6), 591-602. doi:10.1007/s11517-007-0182-1

Kakkos, S. K. et Shepard, A. D. (2008). Delayed presentation of aortic injury by pedicle screws: report of two cases and review of the literature. *Journal of vascular surgery*, 47(5), 1074-82. doi:10.1016/j.jvs.2007.11.005

Kamerlink, J. R., Quirno, M., Auerbach, J. D., Milby, A. H., Windsor, L., Dean, L., ... Lonner, B. S. (2010). Hospital cost analysis of adolescent idiopathic scoliosis correction surgery in 125 consecutive cases. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 92(5), 1097-104. doi:10.2106/JBJS.I.00879

Kemppainen, J. W., Morscher, M. A., Gothard, M. D., Adamczyk, M. J. et Ritzman, T. F. (2016). Evaluation of Limited Screw Density Pedicle Screw Constructs in Posterior Fusions for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*, 4(1), 33-39.
doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2015.07.010>

Ketenci, I. E., Yanik, H. S., Demiroz, S., Ulusoy, A. et Erdem, S. (2015). Three-dimensional Correction in Patients With Lenke 1 Adolescent Idiopathic Scoliosis: Comparison of Consecutive versus Interval Pedicle Screw Instrumentation. *Spine, Publish Ah.*

Kiefer, A., Shirazi-Adl, A. et Parnianpour, M. (1997). Stability of the human spine in neutral postures. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 6(1), 45-53.

Kim, Y. J., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Cho, Y. S. et Riew, K. D. (2004). Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? *Spine*, 29(3), 333-42; discussion 342.

Kim, Y. J., Lenke, L. G., Cho, S. K., Bridwell, K. H., Sides, B. et Blanke, K. (2004). Comparative Analysis of Pedicle Screw Versus Hook Instrumentation in Posterior Spinal Fusion of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(18), 2040-2048.

Kim, Y. et Kim, TW. (2010). Finite element analysis of the effects of pedicle screw fixation nut loosening on lumbar interbody fusion based on the elasto-plateau plasticity of bone characteristics. *Spine*, 35(6), 599-606. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b6258a

Kosmopoulos, V. et Schizas, C. (2007). Pedicle screw placement accuracy: a meta-analysis. *Spine*, 32(3), E111-20. doi:10.1097/01.brs.0000254048.79024.8b

Kourkoulis, S. K. et chatzistergos, P. (2009). The influence of the « penetration- » and the « filling-ratios » on the pull-out strength of transpedicular screws. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 09(03), 283-300. doi:10.1142/S0219519409003012

Kuklo, T. R., Dmitriev, A. E., Cardoso, M. J., Lehman, R. A., Erickson, M. et Gill, N. W. (2008). Biomechanical contribution of transverse connectors to segmental stability following long segment instrumentation with thoracic pedicle screws. *Spine*, 33(15), E482-7.
doi:10.1097/BRS.0b013e31817c64d5

Kuklo, T. R., Potter, B. K. et Lenke, L. G. (2005). Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis: what is the best radiographic correlate? Journal of spinal disorders & techniques, 18(2), 139-147. doi:10.1097/01.bsd.0000159033.89623.bc

Kuklo, T. R., Potter, B. K., Lenke, L. G., Polly Jr., D. W., Sides, B. et Bridwell, K. H. (2007). Surgical revision rates of hooks versus hybrid versus screws versus combined anteroposterior spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976), 32(20), 2258-2264. doi:10.1097/BRS.0b013e31814b1ba6

Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly, D. W. et Lenke, L. G. (2005). Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. Spine, 30(18), 2113-2120. doi:10.1097/01.brs.0000179260.73267.f4

Labelle, H., Aubin, C. E., Jackson, R., Lenke, L., Newton, P. O. et Parent, S. (2011). Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? J Pediatr Orthop, 31(1 Suppl), S37-45. doi:10.1097/BPO.0b013e3181fd8801

Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F. et Skalli, W. (2004). 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. Computer Aided Surgery, 9(1-2), 17-25. doi:10.3109/10929080400006390

Lafon, Y., Steib, JP. et Skalli, W. (2010). Intraoperative three dimensional correction during in situ contouring surgery by using a numerical model. Spine, 35(4), 453-9. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b8eaca

Lam, G. C., Hill, D. L., Le, L. H., Raso, J. V et Lou, E. H. (2008). Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. Scoliosis, 3, 16. doi:10.1186/1748-7161-3-16

Lamerain, M., Bachy, M., Delpont, M., Kabbaj, R., Mary, P. et Vialle, R. (2014). CoCr rods provide better frontal correction of adolescent idiopathic scoliosis treated by all-pedicle screw fixation. European Spine Journal, 23(6), 1190-1196. doi:10.1007/S00586-014-3168-3

Larson, A. N., Aubin, C. E., Polly, D. W., Ledonio, C. G. T., Lonner, B. S., Shah, S. A., Weinstein, S. L. (2013). Are More Screws Better? A Systematic Review of Anchor Density and Curve Correction in Adolescent Idiopathic Scoliosis. Spine Deformity, 1(4), 237-247.

Larson, A. N. et Lonner, B. S. (2015). Comparative effectiveness of implant density. Seminars in Spine Surgery. doi:10.1053/j.semss.2015.01.010

Larson, A. N., Polly Jr., D. W., Diamond, B., Ledonio, C., Richards 3rd, B. S., Emans, J. B., ... Minimize Implants Maximize Outcomes Study, G. (2014). Does higher anchor density result in increased curve correction and improved clinical outcomes in adolescent idiopathic scoliosis? Spine (Phila Pa 1976), 39(7), 571-578. doi:10.1097/BRS.0000000000000204

Larson, A. N., Polly, D. W., Ackerman, S. J., Ledonio, C. G. T., Lonner, B. S., Shah, S. A., ... Richards, B. S. (2015). What would be the annual cost savings if fewer screws were used in adolescent idiopathic scoliosis treatment in the US? Journal of Neurosurgery: Spine, 1-8. doi:10.3171/2015.4.SPINE131119

Larson, A. N., Santos, E. R., Polly Jr., D. W., Ledonio, C. G., Sembrano, J. N., Mielke, C. H. et Guidera, K. J. (2012). Pediatric pedicle screw placement using intraoperative computed tomography and 3-dimensional image-guided navigation. Spine (Phila Pa 1976), 37(3), E188-94. doi:10.1097/BRS.0b013e31822a2e0a

Le Borgne, P., Skalli, W., Dubousset, J., Dansereau, J., Zeller, R. et Lavaste, F. (1999). Finite element model of scoliotic spine: Mechanical personalization. Studies in Health Technology and Informatics (vol. 59). IOS Press. doi:10.3233/978-1-60750-903-5-130

Le Bras, A., Laporte, S., Mitton, D., de Guise, J. A. et Skalli, W. (2002). 3D detailed reconstruction of vertebrae with low dose digital stereoradiography. Studies in health technology and informatics, 91, 286-90.

Le Navéaux, F., Aubin, C. E., Larson, A. N., Labelle, H. et Minimize Implants Maximize Outcomes Study Group. (2015). Key Anchor Points for the Instrumentation of Lenke 1 Adolescent Idiopathic Scoliosis: How Important is the Implant Pattern Design? Dans 22nd International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST). Kuala Lumpur, Malaysia.

Le Navéaux, F., Aubin, C. E., Larson, A. N., Polly Jr., D. W., Baghdadi, Y. M. et Labelle, H. (2015). Implant distribution in surgically instrumented lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: does it affect curve correction? Spine (Phila Pa 1976), 40(7), 462-468. doi:10.1097/brs.0000000000000793

- Ledonio, C. G. T., Polly, D. W., Vitale, M. G., Wang, Q. et Richards, B. S. (2011). Pediatric pedicle screws: comparative effectiveness and safety: a systematic literature review from the Scoliosis Research Society and the Pediatric Orthopaedic Society of North America task force. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 93(13), 1227-34. doi:10.2106/JBJS.J.00678
- Lee, S. M., Suk, S. I. et 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 (Phila Pa 1976)*, 29(3), 343-349.
- Lehman, R. A., Polly, D. W., Kuklo, T. R., Cunningham, B., Kirk, K. L. et Belmont, P. J. (2003). Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine*, 28(18), 2058-2065. doi:10.1097/01.BRS.0000087743.57439.4F
- Lenke, Betz, R. R., Clements, D., Merola, A., Haher, T., Lowe, T., Blanke, K. (2002). Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis: does classification correlate with treatment? *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(6), 604-611.
- Lenke, L. G. (2005). Lenke classification system of adolescent idiopathic scoliosis: treatment recommendations. *Instructional Course Lectures*, 54, 537-42.
- Lenke, L. G., Kuklo, T. R., Ondra, S. et Polly Jr., D. W. (2008). Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(10), 1051-1054. doi:10.1097/BRS.0b013e31816f2865
- Li, J., Cheung, K. M., Samartzis, D., Ganal-Antonio, A. K., Zhu, X., Li, M. et Luk, K. D. (2014). Key -vertebral Screws Strategy for Main Thoracic Curve Correction in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Spinal Disord Tech*. doi:10.1097/bsd.0000000000000129
- Li, M., Shen, Y., Fang, X., Ni, J., Gu, S., Zhu, X. et Zhang, Z. (2009). Coronal and sagittal plane correction in patients with Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of consecutive versus interval pedicle screw placement. *J Spinal Disord Tech*, 22(4), 251-256. doi:10.1097/BSD.0b013e3181884940
- Liljenqvist, U., Hackenberg, L., Link, T. et Halm, H. (2001). Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta Orthopaedica Belgica*, 67(2), 157-163.

Lindsey, C., Deviren, V., Xu, Z., Yeh, RF. et Puttlitz, C. M. (2006). The effects of rod contouring on spinal construct fatigue strength. *Spine*, 31(15), 1680-7. doi:10.1097/01.brs.0000224177.97846.00

Liu, H., Li, Z., Li, S., Zhang, K., Yang, H., Wang, J., Zheng, Z. (2015). Main thoracic curve adolescent idiopathic scoliosis: association of higher rod stiffness and concave-side pedicle screw density with improvement in sagittal thoracic kyphosis restoration. *Journal of Neurosurgery. Spine*, 22(3), 259-66. doi:10.3171/2014.10.SPINE1496

Liu, R. W., Yaszay, B., Glaser, D., Bastrom, T. P. et Newton, P. O. (2012). A method for assessing axial vertebral rotation based on differential rod curvature on the lateral radiograph. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(18), E1120-5. doi:10.1097/BRS.0b013e318258aa17

Lonner, B. S., Auerbach, J. D., Boachie-Adjei, O., Shah, S. a, Hosogane, N. et Newton, P. O. (2009). Treatment of thoracic scoliosis: are monoaxial thoracic pedicle screws the best form of fixation for correction? *Spine*, 34(8), 845-851. doi:10.1097/BRS.0b013e31819e2753

Lonner, B. S., Auerbach, J. D., Estreicher, M. B. et Kean, K. E. (2009). Thoracic pedicle screw instrumentation: the learning curve and evolution in technique in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 34(20), 2158-64. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b4f7e8

Lonner, B. S., Lazar-Antman, M. A., Sponseller, P. D., Shah, S. A., Newton, P. O., Betz, R. et Shufflebarger, H. S. (2012). Multivariate Analysis of Factors Associated With Kyphosis Maintenance in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(15), 1297-1302. doi:Doi 10.1097/Brs.0b013e318247e9a6

Lou, E., Hill, D. L., Raso, J. V., Moreau, M. J. et Mahood, J. K. (2002). Instrumented rod rotator system for spinal surgery. *Medical & biological engineering & computing*, 40(4), 376-9.

Lowe, T. G., Edgar, M., Margulies, J. Y., Miller, N. H., Raso, V. J., Reinker, K. A. et Rivard, C. H. (2000). Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 82-A(8), 1157-68.

Luce, F. (2004). Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

- Luhmann, S. J., Lenke, L. G., Erickson, M., Bridwell, K. H. et Richards, B. S. (2012). Correction of moderate (<70 degrees) Lenke 1A and 2A curve patterns: comparison of hybrid and all-pedicle screw systems at 2-year follow-up. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 32(3), 253-258. doi:10.1097/BPO.0b013e3182471c74
- Majdouline, Y., Aubin, C. E., Robitaille, M., Sarwark, J. F. et Labelle, H. (2007). Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 27(7), 775-781. doi:10.1097/BPO.0b013e31815588d8
- Majdouline, Y., Aubin, C. E., Sangole, A. et Labelle, H. (2009). Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Medical & biological engineering & computing*, 47(11), 1143-54. doi:10.1007/s11517-009-0509-1
- Martino, J. (2011, 1 juin). Analyse biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale pour la chirurgie d'instrumentation de la scoliose. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.
- Martino, J., Aubin, C. E., Labelle, H., Wang, X. et Parent, S. (2013). Biomechanical analysis of vertebral derotation techniques for the surgical correction of thoracic scoliosis. A numerical study through case simulations and a sensitivity analysis. *Spine*, 38(2), E73-83. doi:10.1097/BRS.0b013e31827a641e
- Masharawi, Y., Rothschild, B., Dar, G., Peleg, S., Robinson, D., Been, E. et Hershkovitz, I. (2004). Facet orientation in the thoracolumbar spine: three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. *Spine*, 29(16), 1755-63.
- Miller, J. A., Schultz, A. B. et Andersson, G. B. (1987). Load-displacement behavior of sacroiliac joints. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 5(1), 92-101. doi:10.1002/jor.1100050112
- Min, K., Sdzuy, C. et Farshad, M. (2012). Posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis with pedicle screw instrumentation: results of 48 patients with minimal 10-year follow-up. *European Spine Journal*, 1-10. doi:10.1007/s00586-012-2533-3

- Monazzam, S., Newton, P. O., Bastrom, T. P. et Yaszay, B. (2013). Multicenter Comparison of the Factors Important in Restoring Thoracic Kyphosis During Posterior Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*, 1(5), 359-364. doi:10.1016/j.jspd.2013.06.002
- Moroney, S. P., Schultz, A. B., Miller, J. A. A. et Andersson, G. B. J. (1988). Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *Journal of Biomechanics*, 21(9), 769-779. doi:10.1016/0021-9290(88)90285-0
- Morr, S., Carrer, A., Alvarez-García de Quesada, L. et Rodriguez-Olaverri, J. (2015). Skipped versus consecutive pedicle screw constructs for correction of Lenke 1 curves. *European Spine Journal*, 24(7), 1473-1480. doi:10.1007/s00586-015-3769-5
- Negrini, S., Grivas, T. B., Kotwicki, T., Maruyama, T., Rigo, M. et Weiss, H. R. (2006). Why do we treat adolescent idiopathic scoliosis? What we want to obtain and to avoid for our patients. SOSORT 2005 Consensus paper. *Scoliosis*, 1(1), 4. doi:10.1186/1748-7161-1-4
- Negrini, S., Minozzi, S., Bettany-Saltikov, J., Chockalingam, N., Grivas, T. B., Kotwicki, T., ... Zaina, F. (2015). Braces for idiopathic scoliosis in adolescents. *The Cochrane database of systematic reviews*, 6, CD006850. doi:10.1002/14651858.CD006850.pub3
- Newton, P. O., Fujimori, T., Doan, J., Reighard, F. G., Bastrom, T. P. et Misaghi, A. (2015). Defining the « Three-Dimensional Sagittal Plane » in Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 97(20), 1694-701. doi:10.2106/JBJS.O.00148
- Newton, P. O. et O'Brien, M. F. (2011). Idiopathic Scoliosis: The Harms Study Group Treatment Guide. Thieme.
- Niemeyer, T., Wolf, A., Kluba, S., Halm, H. F., Dietz, K. et Kluba, T. (2006). Interobserver and intraobserver agreement of Lenke and King classifications for idiopathic scoliosis and the influence of level of professional training. *Spine*, 31(18), 2103-7; discussion 2108. doi:10.1097/01.brs.0000231434.93884.c9
- Noshchenko, A., Xianfeng, Y., Armour, G. A., Baldini, T., Patel, V. V., Ayers, R. et Burger, E. (2011). Evaluation of spinal instrumentation rod bending characteristics for in-situ contouring.

Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials, 98(1), 192-200. doi:10.1002/jbm.b.31837

O'Brien, M. F., Lenke, L. G., Mardjetko, S., Lowe, T. G., Kong, Y., Eck, K. et Smith, D. (2000). Pedicle morphology in thoracic adolescent idiopathic scoliosis: is pedicle fixation an anatomically viable technique? Spine, 25(18), 2285-93.

Panjabi, M. M., Brand, R. a et White, a a. (1976a). Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 58(5), 642-652. doi:10.1097/00007632-200112150-00012

Panjabi, M. M., Brand, R. A. et White, A. A. (1976b). Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. Journal of Biomechanics, 9(4), 185-192. doi:10.1016/0021-9290(76)90003-8

Papin, P., Labelle, H., Delorme, S., Aubin, C. E., de Guise, J. A. et Dansereau, J. (1999). Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J, 8(1), 16-21.

Parent, S., Labelle, H., Skalli, W. et de Guise, J. (2004). Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. Spine (Phila Pa 1976), 29(3), 239-248.

Parent, S., Odell, T., Oka, R., Mahar, A. et Newton, P. (2008). Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation? Spine, 33(18), 1966-9. doi:10.1097/BRS.0b013e31817f12a9

Parisini, P., Di Silvestre, M., Lolli, F. et Bakaloudis, G. (2009). Selective thoracic surgery in the Lenke type 1A: King III and King IV type curves. European spine journal, 18 Suppl 1, 82-8. doi:10.1007/s00586-009-0990-0

Pawelek, J., Perry, A., Newton, P. et Harms Study Group. (2007). The Variation in How Surgeons Contour Rods for Scoliosis Correction is Substantial. Dans Scoliosis Research Society Annual Meeting. Edinburgh, Scotland.

Pearsall, D. J., Reid, J. G. et Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. Annals of biomedical engineering, 24(2), 198-210.

Petit, Y., Aubin, C. E. et Labelle, H. (2004). Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42, 55-60. doi:10.1007/BF02351011

Pfeiffer, F. M., Choma, T. J. et Kueny, R. (2015). Finite element analysis of Stryker Xia pedicle screw in artificial bone samples with and without supplemental cement augmentation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(13), 1459-67. doi:10.1080/10255842.2014.916699

Polly, D. W., Potter, B. K., Kuklo, T., Young, S., Johnson, C. et Klemme, W. R. (2004). Volumetric spinal canal intrusion: a comparison between thoracic pedicle screws and thoracic hooks. *Spine*, 29(1), 63-9. doi:10.1097/01.BRS.0000105525.06564.56

Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A. et Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(3), 240-247. doi:Doi 10.1016/J.Clinbiomech.2003.11.014

Potter, B. K., Kuklo, T. R. et Lenke, L. G. (2005). Radiographic outcomes of anterior spinal fusion versus posterior spinal fusion with thoracic pedicle screws for treatment of Lenke Type I adolescent idiopathic scoliosis curves. *Spine*, 30(16), 1859-66.

Poulin, F., Aubin, C. E., Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M. et Labelle, H. (1998). Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique à l'aide de mécanismes flexibles : étude de faisabilité. *Annales de chirurgie*, 52(8), 761-767.

Puno, R. M., An, K.-C., Puno, R. L., Jacob, A. et Chung, S. S. (2003). Treatment recommendations for idiopathic scoliosis: an assessment of the Lenke classification. *Spine*, 28(18), 2102-14; discussion 2114-5. doi:10.1097/01.BRS.0000088480.08179.35

Qiu, Y., Zhu, F., Wang, B., Yu, Y., Zhu, Z., Qian, B., Ma, W. (2011). Comparison of surgical outcomes of lenke type 1 idiopathic scoliosis: vertebral coplanar alignment versus derotation technique. *Journal of spinal disorders & techniques*, 24(8), 492-9. doi:10.1097/BSD.0b013e3182060337

Quan, G. M. et Gibson, M. J. (2010). Correction of main thoracic adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does higher implant density improve correction? *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(5), 562-567. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b4af34

Rajasekaran, S., Kamath, V., Kiran, R. et Shetty, A. P. (2010). Intraspinal anomalies in scoliosis: An MRI analysis of 177 consecutive scoliosis patients. *Indian Journal of Orthopaedics*, 44(1), 57-63. doi:10.4103/0019-5413.58607

Richards, B. S., Sucato, D. J., Konigsberg, D. E. et Ouellet, J. A. (2003). Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured. *Spine*, 28(11), 1148-56; discussion 1156-7. doi:10.1097/01.BRS.0000067265.52473.C3

Roach, J. W. (1999). Adolescent idiopathic scoliosis. *The Orthopedic clinics of North America*, 30(3), 353-65, vii-viii.

Robitaille, M., Aubin, C. E. et Labelle, H. (2007). Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 16(10), 1604-1614. doi:10.1007/s00586-007-0431-x

Rogala, E. J., Drummond, D. S. et Gurr, J. (1978). Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 60(2), 173-6.

Rushton, P. R. P., Elmalky, M., Tikoo, A., Basu, S., Cole, A. A. et Grevitt, M. P. (2015). The effect of metal density in thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal* doi:10.1007/s00586-015-4335-x

Salmingo, R. A., Tadano, S., Abe, Y. et Ito, M. (2014). Influence of implant rod curvature on sagittal correction of scoliosis deformity. *Spine J*, 14(8), 1432-1439. doi:10.1016/j.spinee.2013.08.042

Salmingo, R. A., Tadano, S., Fujisaki, K., Abe, Y. et Ito, M. (2012). A simple method for in vivo measurement of implant rod three-dimensional geometry during scoliosis surgery. *Journal of biomechanical engineering*, 134(5), 054502. doi:10.1115/1.4006687

Salmingo, R. A., Tadano, S., Fujisaki, K., Abe, Y. et Ito, M. (2013). Relationship of forces acting on implant rods and degree of scoliosis correction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(2), 122-128. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.12.001

Salmingo, R., Tadano, S., Fujisaki, K., Abe, Y. et Ito, M. (2012). Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(6), 545-50. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.01.004

Salvi, G. (2014, 1 décembre). Analyse biomécanique d'ostéotomies de Ponte et de soustraction pédiculaire pour la correction chirurgicale de déformations cyphotiques. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Samartzis, D., Natarajan, D., Kwan, K., Cheung, W. Y., Li, J., Wong, Y., Cheung, K. M. (2010). Pedicle Screw Fixation Strategies of the Thoracic Curve in Adolescent Idiopathic Scoliosis. Dans *Spine Journal Meeting Abstracts* (p. 85). LWW.

Sanders, J. O., Diab, M., Richards, S. B., Lenke, L. G., Johnston, C. E., Emans, J. B., Dormans, J. P. (2011). Fixation points within the main thoracic curve: does more instrumentation produce greater curve correction and improved results? *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21), E1402-6. doi:10.1097/BRS.0b013e31822815ff

Sangiorgio, S. N., Borkowski, S. L., Bowen, R. E., Scaduto, A. A., Frost, N. L. et Ebramzadeh, E. (2013). Quantification of Increase in Three-dimensional Spine Flexibility Following Sequential Ponte Osteotomies in a Cadaveric Model. *Spine Deformity*, 1(3), 171-178. doi:10.1016/j.jspd.2013.01.006

Sangole, A. P., Aubin, C. E., Labelle, H., Stokes, I. A., Lenke, L. G., Jackson, R. et Newton, P. (2009). Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(1), 91-99. doi:10.1097/BRS.0b013e3181877bbb

Sarlak, A. Y., Tosun, B., Atmaca, H., Sarisoy, H. T. et Buluç, L. (2009). Evaluation of thoracic pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 18(12), 1892-7. doi:10.1007/s00586-009-1065-y

Scoliosis Research Society - Traitement Chirurgical. (2016). Repéré 20 février 2016, à http://www.srs.org/french/patient_and_family/what_are_my_treatment_options/surgical_treatment.htm

Scuderi, G. J., Greenberg, S. S., Cohen, D. S., Latta, L. L. et Eismont, F. J. (1993). A biomechanical evaluation of magnetic resonance imaging-compatible wire in cervical spine fixation. *Spine*, 18(14), 1991-4.

Seki, S., Kawaguchi, Y., Nakano, M., Makino, H., Mine, H. et Kimura, T. (2015). Rod rotation and differential rod contouring followed by direct vertebral rotation for treatment of adolescent idiopathic scoliosis: effect on thoracic and thoracolumbar or lumbar curves assessed with intraoperative computed tomography. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*. doi:10.1016/j.spinee.2015.11.032

Senaran, H., Shah, S. a, Gabos, P. G., Littleton, A. G., Neiss, G. et Guille, J. T. (2008). Difficult thoracic pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of spinal disorders & techniques*, 21(3), 187-191. doi:10.1097/BSD.0b013e318073cc1d

Serhan, H., Mhatre, D., Newton, P., Giorgio, P. et Sturm, P. (2013). Would CoCr rods provide better correctional forces than stainless steel or titanium for rigid scoliosis curves? *J Spinal Disord Tech*, 26(2), E70-4. doi:10.1097/BSD.0b013e31826a0f19

Shah, S. A. (2007). Derotation of the Spine. *Neurosurgery Clinics of North America*, 18(2), 339-345. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.nec.2007.02.003>

Shea, T. M., Laun, J., Gonzalez-Blohm, S. A., Doulgeris, J. J., Lee, W. E., Aghayev, K. et Vrionis, F. D. (2014). Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status. *BioMed research international*, 2014, 748393. doi:10.1155/2014/748393

Slivka, M. A., Fan, Y. K. et Eck, J. C. (2013). The Effect of Contouring on Fatigue Strength of Spinal Rods: Is it Okay to Re-bend and Which Materials Are Best? *Spine Deformity*, 1(6), 395-400. doi:10.1016/j.jspd.2013.08.004

Söderkvist, I. et Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of biomechanics*, 26(12), 1473-7.

Srinivas, G. R., Deb, A., Kumar, M. N. et Kurnool, G. (2016). Long-Term Effects of Segmental Lumbar Spinal Fusion on Adjacent Healthy Discs: A Finite Element Study. *Asian spine journal*, 10(2), 205-14. doi:10.4184/asj.2016.10.2.205

Steib, J. P., Dumas, R., Mitton, D. et Skalli, W. (2004). Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(2), 193-199. doi:10.1097/01.brs.0000107233.99835.a4

Steib, J.-P., Dumas, R., Mitton, D. et Skalli, W. (2004). Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine*, 29(2), 193-9. doi:10.1097/01.BRS.0000107233.99835.A4

Steinmetz, M. P., Rajpal, S. et Trost, G. (2008). Segmental spinal instrumentation in the management of scoliosis. *Neurosurgery*, 63(3 Suppl), 131-138. doi:10.1227/01.NEU.0000325679.25152.EE

Stirbu, R. (2004). Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Stokes, I. A. et Gardner-Morse, M. (1993). Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine*, 18(16), 2457-64.

Stradiotti, P., Curti, A., Castellazzi, G. et Zerbi, A. (2009). Metal-related artifacts in instrumented spine. Techniques for reducing artifacts in CT and MRI: state of the art. *European spine journal*, 18 Suppl 1, 102-8. doi:10.1007/s00586-009-0998-5

Sud, A. et Tsirikos, A. I. (2013). Current concepts and controversies on adolescent idiopathic scoliosis: Part II. *Indian journal of orthopaedics*, 47(3), 219-29. doi:10.4103/0019-5413.111493

Suk, S. I., Kim, W. J., Lee, S. M., Kim, J. H. et Chung, E. R. (2001). Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(18), 2049-2057.

Suk, S. I., Lee, C. K., Kim, W. J., Chung, Y. J. et Park, Y. B. (1995). Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(12), 1399-1405.

Suk, S. I., Kim, J. H., Kim, S. S. et Lim, D. J. (2012). Pedicle screw instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *European spine journal : official publication of the European Spine*

Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 21(1), 13-22. doi:10.1007/s00586-011-1986-0

Suk, S. I., Lee, SM., Chung, E. R., Kim, JH. et Kim, S. S. (2005). Selective thoracic fusion with segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis: more than 5-year follow-up. *Spine*, 30(14), 1602-1609. doi:10.1097/01.brs.0000169452.50705.61

Suk, S. I., Lee, S. M., Chung, E. R., Kim, J. H., Kim, W. J. et Sohn, H. M. (2003). Determination of distal fusion level with segmental pedicle screw fixation in single thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*, 28(5), 484-491. doi:10.4184/jkss.2002.9.2.98

Sun, L., Song, Y., Liu, L., An, Y., Zhou, C. et Zhou, Z. (2013). Bilateral apical vertebral derotation technique by vertebral column manipulation compared with vertebral coplanar alignment technique in the correction of Lenke type 1 idiopathic scoliosis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14(1), 175. doi:10.1186/1471-2474-14-175

Tsirikos, A. I. et Subramanian, A. S. (2012). Posterior spinal arthrodesis for adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does a bilateral or unilateral screw technique affect surgical outcome? *J Bone Joint Surg Br*, 94(12), 1670-1677. doi:10.1302/0301-620x.94b12.29403

Uçar, B. Y. (2014). A new corrective technique for adolescent idiopathic scoliosis (Ucar's convex rod rotation). *Journal of craniovertebral junction & spine*, 5(3), 114-7. doi:10.4103/0974-8237.142304

Ul Haque, M., Shufflebarger, H. L., O'Brien, M. et Macagno, A. (2006). Radiation exposure during pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis: is fluoroscopy safe? *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(21), 2516-2520. doi:10.1097/01.brs.0000238675.91612.2f

Upasani, V. V, Hedequist, D. J., Hresko, M. T., Karlin, L. I., Emans, J. B. et Glotzbecker, M. P. (2015). Spinal deformity progression after posterior segmental instrumentation and fusion for idiopathic scoliosis. *Journal of Children's Orthopaedics*, 9(1), 29-37. doi:10.1007/s11832-015-0632-5

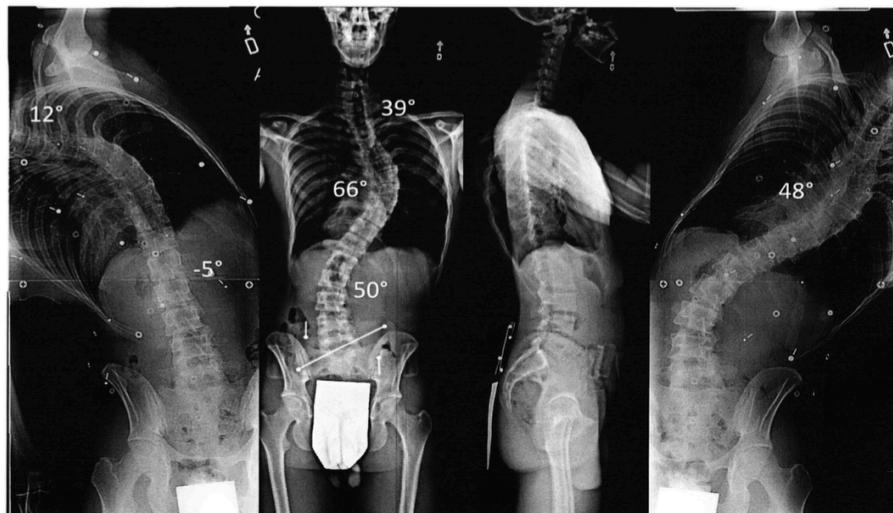
Valembois, R. E., Fisette, P. et Samin, J. C. (s.d.). Comparison of Various Techniques for Modelling Flexible Beams in Multibody Dynamics. *Nonlinear Dynamics*, 12(4), 367-397. doi:10.1023/A:1008204330035

- Vallespir, G. P., Flores, J. B., Trigueros, I. S., Sierra, E. H., Fernández, P. D., Olaverri, J. C. R., ... García, O. R. (2008). Vertebral coplanar alignment: a standardized technique for three dimensional correction in scoliosis surgery: technical description and preliminary results in Lenke type 1 curves. *Spine*, 33(14), 1588-97. doi:10.1097/BRS.0b013e3181788704
- Wang, W., Baran, G. R., Garg, H., Betz, R. R., Moumene, M. et Cahill, P. J. (2014). The Benefits of Cement Augmentation of Pedicle Screw Fixation Are Increased in Osteoporotic Bone: A Finite Element Analysis. *Spine Deformity*, 2(4), 248-259. doi:10.1016/j.jspd.2014.03.002
- Wang, X., Aubin, C. E., Coleman, J. C. et Rawlinson, J. J. (2014). Correction Capability in the 3 Anatomical Planes of Different Pedicle Screw Designs in Scoliosis Instrumentation. *J Spinal Disord Tech*. doi:10.1097BSD.0000000000000082
- Wang, X., Aubin, C. E., Labelle, H., Parent, S. et Crandall, D. (2012). Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(24), E1479-87. doi:10.1097/BRS.0b013e3182706745
- Wang, X., Aubin, C. E., Robitaille, I. et Labelle, H. (2011). Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. doi:10.1007/s00586-011-2089-7
- Wang, X., Aubin, C. E., Crandall, D., Parent, S. et Labelle, H. (2012). Biomechanical analysis of 4 types of pedicle screws for sciotic spine instrumentation. *Spine*, 37(14), E823-35. doi:10.1097/BRS.0b013e31824b7154
- Wang, Y., Fei, Q., Qiu, G., Lee, C. I., Shen, J., Zhang, J., ... Yuan, S. (2008). Anterior spinal fusion versus posterior spinal fusion for moderate lumbar/thoracolumbar adolescent idiopathic scoliosis: a prospective study. *Spine*, 33(20), 2166-72. doi:10.1097/BRS.0b013e318185798d
- Wang, Y., Hansen, E. S., Høy, K., Wu, C. et Bünger, C. E. (2011). Distal adding-on phenomenon in Lenke 1A scoliosis: risk factor identification and treatment strategy comparison. *Spine*, 36(14), 1113-22. doi:10.1097/BRS.0b013e3181f51e95
- Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Cheng, J. C. Y., Danielsson, A. et Morcuende, J. A. (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet* (London, England), 371(9623), 1527-37. doi:10.1016/S0140-6736(08)60658-3

- Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Wright, J. G. et Dobbs, M. B. (2013). Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *The New England journal of medicine*, 369(16), 1512-21. doi:10.1056/NEJMoa1307337
- Weiss, H. R. et Moramarco, M. (2013). Indication for surgical treatment in patients with adolescent Idiopathic Scoliosis - a critical appraisal. *Patient safety in surgery*, 7(1), 17. doi:10.1186/1754-9493-7-17
- Wever, D. J., Veldhuizen, A. G., Klein, J. P., Webb, P. J., Nijenbanning, G., Cool, J. C. et v. Horn, J. R. (1999). A biomechanical analysis of the vertebral and rib deformities in structural scoliosis. *European Spine Journal*, 8(4), 252-260. doi:10.1007/s005860050169
- White, A. A. et Panjabi, M. M. (1990). Clinical biomechanics of the spine (Lippincott). Philadelphia.
- Yang, S., Jones-Quaidoo, S. M., Eager, M., Griffin, J. W., Reddi, V., Novicoff, W., ... Arlet, V. (2011). Right adolescent idiopathic thoracic curve (Lenke 1 A and B): does cost of instrumentation and implant density improve radiographic and cosmetic parameters? *Eur Spine J*, 20(7), 1039-1047. doi:10.1007/s00586-011-1808-4
- Yu, C. H., Chen, P.-Q., Ma, S. C. et Pan, C. H. (2012). Segmental correction of adolescent idiopathic scoliosis by all-screw fixation method in adolescents and young adults. minimum 5 years follow-up with SF-36 questionnaire. *Scoliosis*, 7, 5. doi:10.1186/1748-7161-7-5
- Zhang, Z. Z. Z. et He, L. H. L. (2004). Note-taking with a camera: whiteboard scanning and image enhancement. *2004 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 3. doi:10.1109/ICASSP.2004.1326599

ANNEXE A – EXEMPLE DE PLANS CHIRURGICAUX REMIS PAR UN CHIRURGIEN

CASE 4

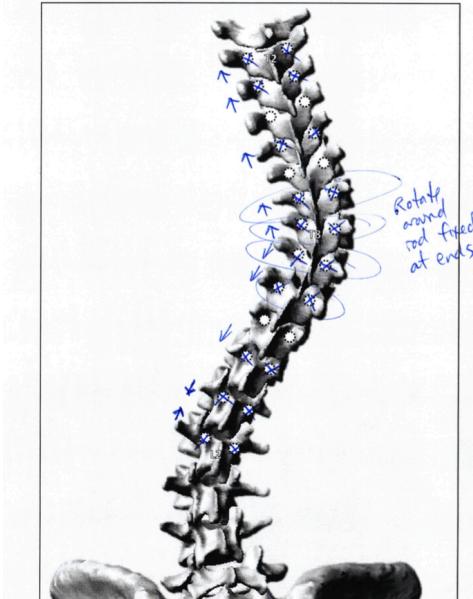


PART 1.

CASE 4

PREFERRED IMPLANT CONFIGURATION & CORRECTION STRATEGY

- ①** Identify (check) the pedicles to be instrumented for a T2-L2 fusion.



- ②** Specify the correction maneuvers you would use (check) & provide the required details

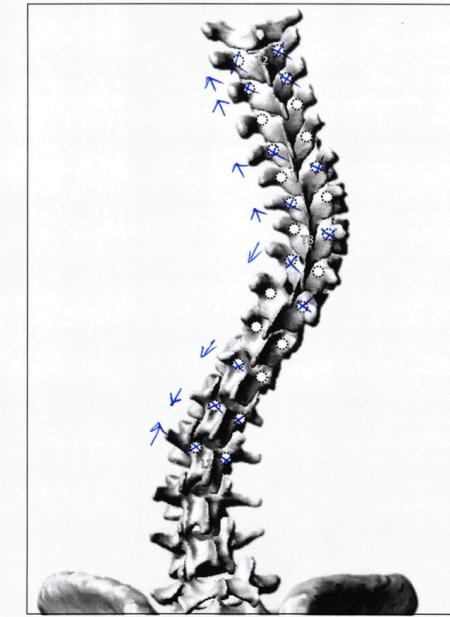
CORRECTION MANEUVERS	
<input checked="" type="checkbox"/>	PONTE OSTEOTOMY Specify the levels <i>T7/T8 T8/T9</i>
<input checked="" type="checkbox"/>	ROD DEROTATION Concave rod Convex rod
<input checked="" type="checkbox"/>	COMPRESSION Specify the levels by drawing arrows on the figure beside
<input checked="" type="checkbox"/>	DISTRACTION Specify the levels by drawing arrows on the figure beside
<input checked="" type="checkbox"/>	SEGMENTAL VERTEBRAL DEROTATION Circle the levels to be derotated Label the base. <i>Base</i>
<input checked="" type="checkbox"/>	EN BLOC VERTEBRAL DEROTATION Circle the levels to be derotated En bloc
<input checked="" type="checkbox"/>	IN SITU ROD CONTOURING Specify the levels <i>T2-L2 PRN</i>
<input checked="" type="checkbox"/>	OTHER: Reduction screws T7-T10 to bring spine "up" to kyphotic 100° Specify
<input checked="" type="checkbox"/>	OTHER: Specify

PART 2.

CASE 4

MINIMAL IMPLANT CONFIGURATION & CORRECTION STRATEGY

- 1** Identify (check) the pedicles to be instrumented for a T2-L2 fusion.



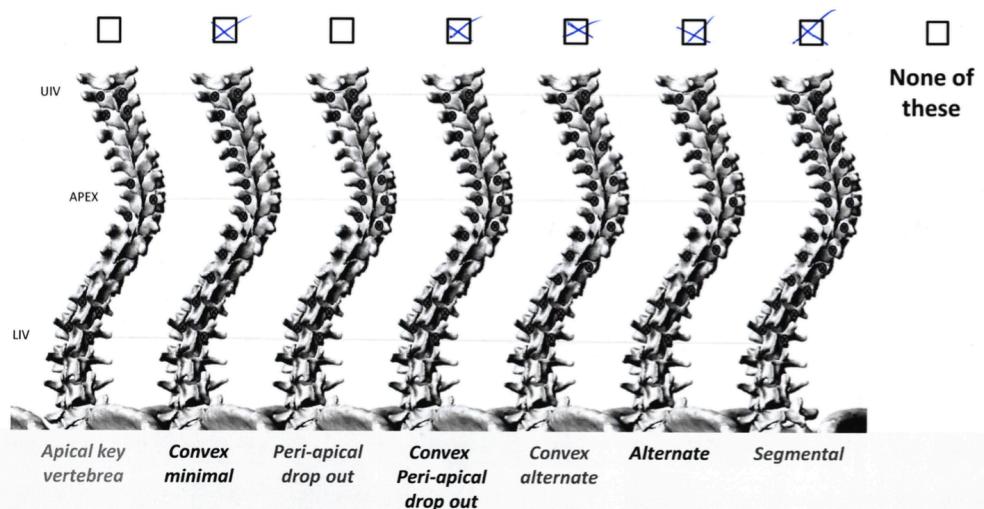
- 2** Specify the correction maneuvers you would use (check) & provide the required details

CORRECTION MANEUVERS		
	Specify the levels	
<input checked="" type="checkbox"/>	PONTE OSTEOTOMY	
<input checked="" type="checkbox"/>	ROD DEROTATION	<input checked="" type="checkbox"/> Concave rod <input type="checkbox"/> Convex rod
<input checked="" type="checkbox"/>	COMPRESSION	Specify the levels by drawing arrows on the figure beside
<input checked="" type="checkbox"/>	DISTRACTION	Specify the levels by drawing arrows on the figure beside
	SEGMENTAL VERTEBRAL DEROTATION	Circle the levels to be derotated Label the base. Base
	EN BLOC VERTEBRAL DEROTATION	Circle the levels to be derotated En bloc
<input checked="" type="checkbox"/>	IN SITU ROD CONTOURING	Specify the levels
	OTHER:	Specify
	OTHER:	Specify

PART 3.

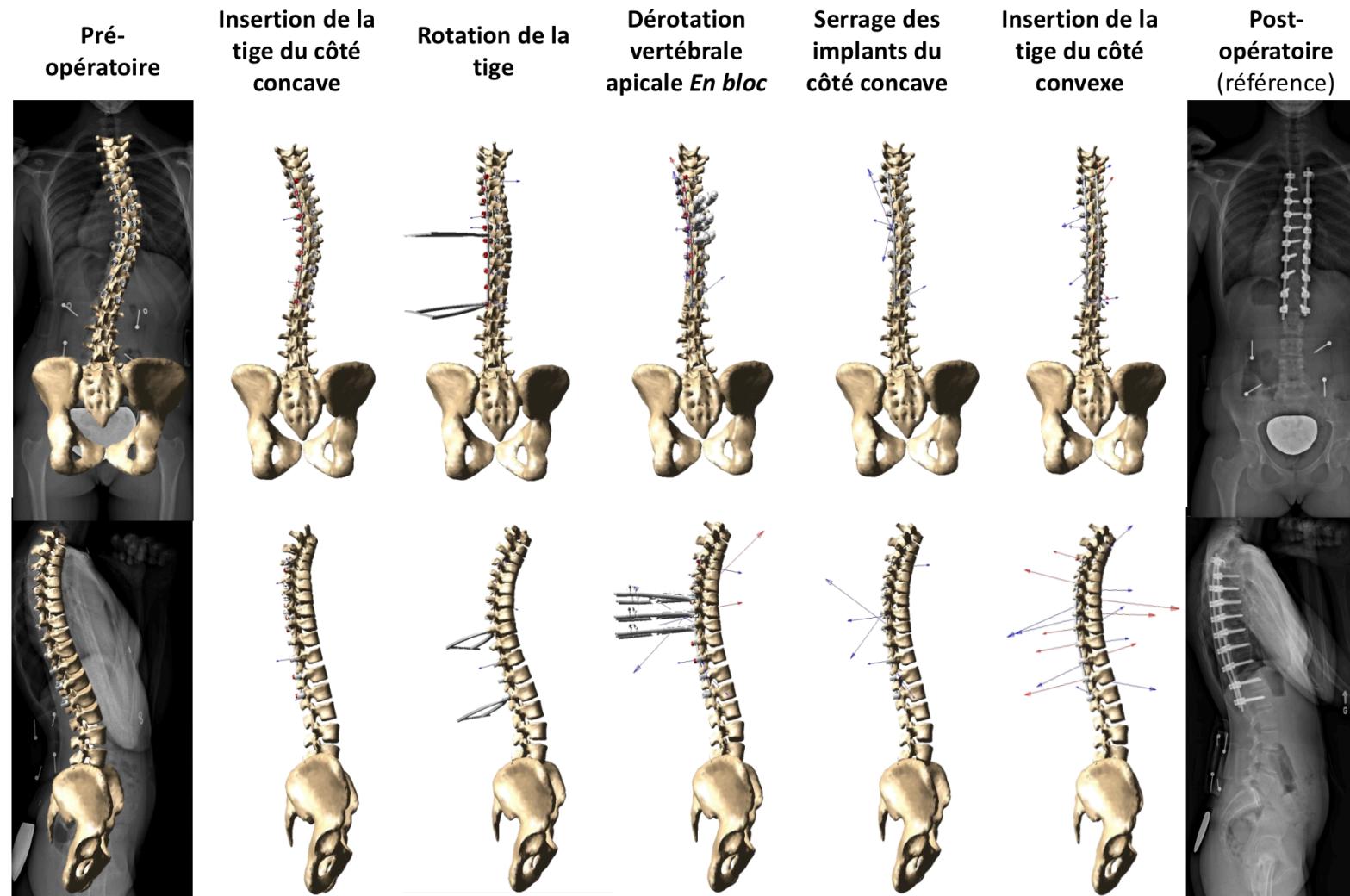
CASE 4

Check the implant pattern(s) reported in the literature that you would find acceptable for clinical treatment :



Suk (1995), Kim (2005), Li (2009), Samartzis (2010), Hwang (2011), Tsirikos (2012), Min (2013), Bharucha (2013), Gotfryd (2013)

ANNEXE B – ÉTAPES DE SIMULATION DE LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION



**ANNEXE C – RECONSTRUCTION DE LA GÉOMÉTRIE D'UNE TIGE PAR PALPEUR 3D,
RADIOGRAPHIES CONVENTIONNELLES ET SYSTÈME EOS**

Connexion tige-implants	Reconstruction - Microscribe			Reconstruction - Méthode conventionnelle			Reconstruction - Système EOS		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
T12	0.00	0.00	0.00	0.11	0.53	-0.55	-0.11	-0.62	-0.11
T11	-0.54	-29.41	7.24	-0.38	-29.24	7.09	-0.39	-29.88	7.22
T10	-0.76	-52.86	14.75	-0.93	-52.91	14.81	-0.67	-53.36	14.79
T09	-1.54	-81.03	23.14	-1.52	-81.16	23.29	-1.32	-81.18	23.52
T08	-2.82	-105.18	28.15	-2.54	-105.58	28.65	-2.88	-105.18	28.19
T07	-2.73	-132.68	31.69	-3.02	-133.17	32.17	-2.99	-132.53	31.67
T06	-0.65	-161.71	33.35	-1.09	-162.36	33.25	-0.80	-161.58	33.49
T05	2.96	-190.64	32.52	2.93	-190.54	32.76	2.84	-190.03	32.48
T04	7.61	-219.43	30.70	7.97	-218.51	30.07	7.85	-218.58	30.29

**ANNEXE D – RECONSTRUCTION DE LA GÉOMÉTRIE DES TIGES CONCAVES ET CONVEXES
INTRA ET POSTOPÉREATOIRE PAR TROIS OPÉRATEURS**

CONCAVE INTRA-OP	Operateur 1			Operateur 2			Operateur 3		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Extrémité tige	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
L04	1.0	0.0	18.5	0.9	0.3	18.9	1.0	-0.6	18.7
L03	0.6	0.1	47.4	1.1	0.4	47.3	0.5	0.4	47.5
L02	-1.0	-1.3	75.1	-1.2	-0.8	75.8	-0.6	-0.5	75.9
L01	-7.3	-4.8	98.8	-7.7	-5.3	98.4	-7.5	-5.0	98.7
T12	-14.3	-8.4	125.6	-14.8	-8.2	125.2	-13.7	-9.0	125.2
T11	-20.3	-10.4	147.6	-20.5	-10.3	147.5	-19.5	-10.8	147.7
T10	-29.2	-11.6	176.9	-29.6	-12.1	176.7	-28.4	-11.9	177.2
T09	-34.4	-12.6	200.3	-34.7	-13.0	199.9	-33.7	-12.3	199.9
T08	-38.6	-11.6	221.8	-38.2	-10.8	221.4	-38.0	-11.7	221.9
T07	-42.5	-9.8	243.9	-42.5	-9.2	243.6	-41.7	-9.8	243.7
T06	-45.3	-8.7	268.2	-45.6	-8.6	268.5	-45.6	-7.9	268.1
T05	-45.9	-7.5	289.6	-46.4	-7.1	289.4	-46.4	-7.8	290.2
T04	-45.0	-5.8	315.5	-44.2	-6.4	315.6	-44.6	-5.1	315.0
Extrémité tige	-43.6	-5.7	324.6	-44.0	-6.0	325.4	-44.1	-5.1	324.6

CONVEX INTRA-OP	Operateur 1			Operateur 2			Operateur 3		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Extrémité tige	17.7	-49.4	11.5	17.3	-49.7	11.1	17.9	-49.4	11.8
L04	18.1	-47.3	22.9	18.0	-46.5	22.9	18.7	-47.3	22.9
L03	18.3	-44.7	48.9	18.6	-44.7	48.7	17.8	-45.3	49.3
L02	12.2	-42.8	76.6	12.6	-42.0	76.8	12.4	-42.8	76.6
L01	1.8	-42.9	100.4	2.3	-42.5	100.9	2.6	-42.1	100.2
T11	-20.9	-43.7	144.9	-20.4	-42.9	145.6	-20.4	-43.6	144.7
T10	-33.0	-44.1	172.5	-33.2	-44.2	172.0	-33.3	-44.2	172.7
T09	-40.9	-43.8	198.1	-41.1	-43.6	198.2	-40.9	-43.8	197.5
T08	-45.2	-43.2	222.7	-44.4	-43.1	222.6	-45.4	-43.0	222.5
T07	-48.2	-42.9	248.1	-48.7	-42.9	248.8	-47.5	-43.2	247.8
T06	-48.5	-42.5	271.8	-48.6	-42.8	271.6	-48.5	-42.3	271.5
T05	-48.3	-39.0	300.2	-47.8	-38.2	300.5	-47.9	-39.4	300.9
T04	-46.8	-35.6	316.3	-47.4	-36.1	315.7	-46.6	-35.4	316.8
Extrémité tige	-45.4	-33.8	326.9	-45.2	-33.1	326.4	-45.5	-33.5	327.6

CONCAVE POST-OP	Operateur 1			Operateur 2			Operateur 3		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Extrémité tige	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
L04	1.6	-0.2	17.7	1.0	-0.4	17.6	2.0	-0.4	17.1
L03	2.4	-0.9	46.3	1.8	-0.5	45.8	1.8	-0.6	45.8
L02	-0.3	-2.5	73.2	-0.2	-3.1	73.3	-0.6	-2.4	73.4
L01	-5.2	-5.0	97.4	-5.1	-5.5	97.4	-5.4	-4.5	97.4
T12	-12.5	-9.0	124.4	-12.6	-9.5	123.8	-12.0	-9.0	124.4
T11	-20.0	-11.4	145.8	-20.2	-12.0	146.2	-19.9	-11.2	145.6
T10	-28.5	-12.4	175.7	-28.6	-12.1	175.3	-28.4	-12.8	175.4
T09	-33.7	-12.6	199.8	-34.1	-12.8	199.6	-33.8	-12.1	199.3
T08	-38.4	-12.0	221.6	-37.9	-11.6	222.0	-38.7	-12.1	221.8
T07	-42.0	-10.9	242.3	-42.0	-10.9	242.7	-41.9	-10.8	242.2
T06	-45.0	-9.1	267.1	-45.6	-9.5	266.8	-44.6	-8.7	266.8
T05	-45.0	-7.9	288.6	-45.2	-7.7	288.4	-45.3	-7.4	289.1
T04	-44.3	-6.4	313.6	-44.4	-6.6	313.9	-44.2	-6.2	314.1
Extrémité tige	-43.6	-5.6	324.3	-43.9	-5.3	323.7	-43.5	-5.7	324.4

CONVEX POST-OP	Operateur 1			Operateur 2			Operateur 3		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Extrémité tige	19.2	-50.5	8.9	19.4	-50.9	9.1	19.7	-51.1	9.1
L04	19.3	-48.7	22.2	18.9	-48.8	22.6	19.3	-48.9	22.3
L03	18.6	-45.7	48.6	18.6	-45.4	48.1	18.6	-45.7	48.2
L02	12.4	-43.8	75.5	12.6	-44.0	76.0	12.7	-43.6	75.8
L01	3.1	-43.3	99.3	3.0	-43.6	98.7	3.5	-43.9	99.6
T11	-21.6	-44.2	144.1	-22.0	-44.5	144.4	-21.6	-44.1	143.7
T10	-33.1	-43.9	170.6	-32.7	-44.3	170.4	-33.4	-43.5	170.2
T09	-40.9	-43.4	197.1	-40.8	-43.2	196.9	-41.5	-43.4	197.1
T08	-45.9	-43.2	222.0	-46.4	-43.8	222.0	-46.0	-43.0	222.4
T07	-48.7	-42.5	248.5	-49.1	-43.1	248.5	-49.0	-42.2	248.3
T06	-49.0	-41.7	270.8	-48.8	-41.6	271.2	-49.4	-42.1	271.0
T05	-49.4	-38.6	298.4	-49.0	-38.3	298.8	-49.4	-39.2	298.3
T04	-48.8	-35.8	314.5	-48.8	-35.3	314.7	-49.2	-35.7	314.2
Extrémité tige	-47.9	-33.8	324.4	-48.0	-33.4	324.6	-47.5	-33.4	324.6