

**Titre:** Intégration de la simulation numérique à la navigation chirurgicale pour le traitement de la scoliose par chirurgie de modulation de croissance sans fusion par attache flexible  
**Title:**

**Auteur:** Hugo Jobidon-Lavergne  
**Author:**

**Date:** 2018

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Jobidon-Lavergne, H. (2018). Intégration de la simulation numérique à la navigation chirurgicale pour le traitement de la scoliose par chirurgie de modulation de croissance sans fusion par attache flexible [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/3762/>  
**Citation:**

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

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/3762/>  
**PolyPublie URL:**

**Directeurs de recherche:** Carl-Éric Aubin, & Samuel Kadoury  
**Advisors:**

**Programme:** Génie biomédical  
**Program:**



UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

INTÉGRATION DE LA SIMULATION NUMÉRIQUE À LA NAVIGATION  
CHIRURGICALE POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE PAR CHIRURGIE DE  
MODULATION DE CROISSANCE SANS FUSION PAR ATTACHE FLEXIBLE

HUGO JOBIDON-LAVERGNE

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

DÉCEMBRE 2018

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

INTÉGRATION DE LA SIMULATION NUMÉRIQUE À LA NAVIGATION  
CHIRURGICALE POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE PAR CHIRURGIE DE  
MODULATION DE CROISSANCE SANS FUSION PAR ATTACHE FLEXIBLE

présenté par : JOBIDON-LAVERGNE Hugo

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

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

M. DANSEREAU Jean, Ph. D., président

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

M. KADOURY Samuel, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. OZELL Benoît, Ph. D., membre

## DÉDICACE

*À Camille*

## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier particulièrement mon directeur de recherche Carl-Éric Aubin pour m'avoir initié au génie biomédical lors de mon projet 3 et pour m'avoir suivi et guidé tout au long de ce projet de maîtrise. Avec mon codirecteur Samuel Kadoury, ils ont apporté le support technique et scientifique nécessaire pour que je complète ce projet dont je suis tant fier.

Merci au CRSNG (chaire de recherche industrielle avec Medtronic du Canada) qui a supporté financièrement ce projet.

Un grand merci à Laure Boyer, qui m'a supervisé lors de mon stage au laboratoire et qui m'a tant appris au cours des dernières années, sur la dimension professionnelle comme personnelle. Un énorme merci à Viviane Lalande pour sa patience, son écoute et ses précieux conseils. Merci à tous mes collègues qui ont rendu mes journées plus faciles, spécialement Roxanne Dubé Cyr, Manon Sterba et Léo Fradet.

Merci au personnel de recherche qui m'a aidé à naviguer au travers des innombrables outils et données que j'ai utilisés lors de mon projet : Nikita Cobetto, Christiane Caouette, Christian Bellefleur et Nathalie Bourassa.

Merci au personnel en clinique qui m'a permis d'aller voir les chirurgies et d'utiliser les outils chirurgicaux : Soraya, Julie, Ernestine et le Dr. Parent.

Merci à ma maman, Christine, qui m'a apporté tellement de soutien. Merci à ma grand-maman Camille, mon frère Colin, sa femme Coline et mon père Danny.

Un merci très spécial à monoureuse, Lisa, qui a su me supporter dans les moments les plus difficiles de ma maîtrise et qui m'a tellement écouté qu'elle pourrait probablement soutenir mon projet devant un jury.

Merci à mes amis qui m'ont permis de décompresser : Alexis, Julien, Sarah et Élise. Merci à Bruce Willis, mon chat.

Merci à tous ceux qui ont un rôle dans l'accomplissement de près ou de loin à ce projet.

## RÉSUMÉ

La scoliose est une maladie caractérisée par une déformation en trois dimensions du rachis qui affecte entre 2% et 3% de la population. Dans le cas de scolioses progressives et sévères, un traitement par chirurgie est généralement nécessaire pour corriger les déformations. Les chirurgies les plus utilisées consistent à venir corriger les courbes scoliotiques à l'aide d'une instrumentation composée de tiges fixées postérieurement aux vertèbres par des vis, crochets ou bandes flexibles, afin de venir fusionner les niveaux instrumentés. Ce type de chirurgie restreint cependant la croissance et la flexibilité du rachis. Une approche plus récente de modulation de croissance, sans fusion, pour les patients pédiatriques, consiste à implanter des vis latéralement sur les corps vertébraux, du côté convexe de la courbe, puis de relier les vis avec un câble qui est mis en tension. Cette compression intervertébrale induit une correction initiale et transfère les charges de compression des plaques de croissance des corps vertébraux du côté concave vers le côté convexe. Ce rééquilibrage des chargements est utilisé pour une correction additionnelle dans le temps avec une modulation de la croissance, basé sur le principe de Hueter-Volkman. Ce dernier principe décrit le phénomène de ralentissement de la croissance osseuse pour une plaque de croissance en compression et l'accélération lorsqu'en tension. Pour cette chirurgie appelée « Anterior Vertebral Body Tethering », il est difficile pour les chirurgiens de prédire les résultats à long terme.

Pour aider à planifier cette chirurgie, une approche récente utilisant un modèle par éléments finis personnalisé a permis de simuler cette chirurgie et la croissance du patient sur 2 ans avec une précision moyenne de 4° d'angle de Cobb. Ce modèle utilise en entrée des données préopératoires et n'est cependant pas mis à jour pour tenir compte de la variabilité du positionnement intraopératoire du patient et des vis, ainsi que celle des manipulations de correction.

Les systèmes de navigation chirurgicale basés sur l'imagerie intraopératoire sont utilisés pour guider l'installation des vis et/ou vérifier leur position. Ces systèmes permettent aussi de recalibrer certaines planifications préopératoires sur le patient et d'assister à l'exécution des manœuvres. Tel un GPS pour une voiture, la navigation permet à un outil chirurgical équipé d'une référence dynamique de se situer sur le patient virtuel (carte routière) pour bien se positionner dans le patient (route). Ce système de navigation n'est cependant pas utilisé avec la planification préopératoire basée sur le modèle par éléments finis.

Ce projet visait à intégrer le modèle par éléments finis personnalisé au système de navigation, dans le but de prendre en compte le réel positionnement intraopératoire du patient et des vis pour faire la mise à jour de la planification. Plus spécifiquement, les deux sous-objectifs consistaient à recalcr le modèle par éléments finis sur les images de CBCT intraopératoires, puis de faire l'acquisition de la position des vis dans le modèle pour refaire la simulation des manœuvres de correction.

La méthode développée pour recalcr le modèle par éléments finis sur les images CBCT intraopératoires comporte des étapes pré et intraopératoires. Préopératoirement, une reconstruction 3D du rachis, du bassin et de la cage thoracique du patient est obtenue à partir de radiographies biplanaires, le modèle est construit sur cette géométrie et la flexibilité du patient est calibrée, puis la simulation des manœuvres de correction est effectuée pour générer la planification préopératoire. Au début de l'opération, des images de CBCT du patient en position décubitus latéral sont acquises, puis un algorithme de segmentation automatique génère les modèles 3D des corps vertébraux et pédicules. Le modèle par éléments finis est premièrement aligné globalement de manière rigide en recalcr une seule vertèbre sur celle correspondante sur les images CBCT. Cet alignement est obtenu en définissant des nuages de points représentant la surface des corps vertébraux et pédicules seulement, pour la vertèbre du modèle et du CBCT, en alignant leurs systèmes de coordonnées locaux et finalement en alignant les nuages de points avec un algorithme d'optimisation «Iterative Closest Point». Pour prendre en compte la différence de positionnement, une simulation de recalcr de multiples niveaux est accomplie en appliquant des déplacements sur certaines des vertèbres du modèle vers celles correspondantes dans les images CBCT, utilisant ainsi le comportement biomécanique du modèle pour recalcr toutes les vertèbres. La planification de la chirurgie a ensuite été mise à jour à partir de la nouvelle position relative des vertèbres.

Cette méthode de recalcr a été validée en utilisant des données rétrospectives de CBCT intraopératoire, de reconstruction 3D et de modèles par éléments finis de 18 patients scoliotiques ayant subi la chirurgie de modulation de croissance au CHU Sainte-Justine. Les images de CBCT ont été automatiquement segmentées, puis le modèle a été recalé pour tous les patients de la cohorte. Après le recalcr, une différence de translation de  $1.4 \pm 1.2\text{mm}$  a été mesurée en calculant la distance euclidienne entre des marqueurs anatomiques des vertèbres du modèle et des modèles 3D des images CBCT. La différence d'orientation de  $2.7 \pm 2.6^\circ$ ,  $2.8 \pm 2.4^\circ$  et  $2.5 \pm 2.8^\circ$  dans les

plans frontal, sagittal et transverse respectivement a été mesurée en calculant l'angle entre les axes des repères locaux des vertèbres du modèle et des images CBCT. La distance surface à surface moyenne après recalage était de  $1.5 \pm 1.2\text{mm}$  et le processus de recalage a pris en moyenne  $204 \pm 25\text{s}$ .

La méthode d'acquisition de la position des vis dans le modèle consiste à utiliser le tournevis utilisé en chirurgie et d'y fixer une référence dynamique. À la fin de chaque insertion, la position de la vis est acquise par un ordinateur connecté au navigateur, puis recalée sur le modèle pour faire la simulation des manœuvres de correction avec les positions réelles du patient et des vis. La calibration de la référence dynamique pour permettre la navigation du point de fixation du câble sur la vis a été faite à l'aide d'un outil de calibration spécialement conçu qui comporte la même interface qu'une vis. Le processus de calibration est effectué selon les instructions sur l'écran du navigateur, en utilisant un palpeur, la référence dynamique du patient, ainsi que le tournevis équipé de la référence dynamique et de l'outil de calibration. L'outil de calibration est ensuite retiré pour l'insertion des vis. Un ordinateur connecté au navigateur par un fil Ethernet, communiquant par le protocole TCP/IP avec le logiciel StealthLink Server permet ensuite de faire l'acquisition des positions du bout et de l'arrière du tournevis perçues par le navigateur en 3D. Le recalage des positions acquises est effectué en utilisant l'inverse de la même transformation géométrique rigide qui aligne globalement le modèle sur les images CBCT. Une fois les positions acquises, le système de coordonnées local des vis est calculé et les positions des nœuds de vis sont placés sur l'axe de la vis où le câble s'installe. Ces nœuds sont lus par le modèle pour générer les éléments de vis qui sont ensuite utilisés pour simuler les manipulations de correction, qui prend alors en compte le positionnement intraopératoire du patient et des vis.

La méthode d'acquisition des vis a été validée sur un fantôme conçu en se basant sur la reconstruction 3D d'un des patients de la cohorte et en utilisant une reproduction du tournevis imprimé en 3D équipé d'une référence dynamique amovible. Les positions acquises ont été comparées à celles observées directement sur le rendu de volume des images CBCT. La différence en translation pour l'acquisition était en moyenne de  $1.0 \pm 0.4\text{mm}$ , tandis que celle d'orientation était de  $1.9 \pm 0.5^\circ$ ,  $1.7 \pm 0.5^\circ$  et  $2.2 \pm 0.9^\circ$  dans les plans frontal, sagittal et transverse respectivement. La méthode de transfert des positions vers le modèle a été validé par inférence en

faisant une simulation d'acquisition sur des modèles 3D de vis insérés dans la reconstruction 3D du modèle par éléments finis recalé sur les images CBCT. La simulation avec les positions intraopératoires du patient et des vis a été exécutée avec succès pour le seul patient testé.

Ces deux méthodes ont été implémentées dans un logiciel nommé SimNav, qui permet l'exécution automatique ou manuelle du processus de recalage et de faire l'acquisition de la position des vis dans le modèle. Le logiciel permet aussi de lancer les simulations, d'élaborer la planification préopératoire et de configurer plusieurs scénarios d'instrumentation.

Les résultats ont montré la faisabilité de l'intégration du modèle par éléments finis personnalisé au système de navigation, mais les méthodes développées présentent encore quelques limitations. La méthode de calcul de la position des repères anatomiques sur les modèles 3D des vertèbres dans les images CBCT n'a pas été validée. De plus, le modèle altère la géométrie de la reconstruction 3D au moment de faire la modélisation automatique du patient et affecte le processus de recalage qui se base sur l'hypothèse que cette géométrie est représentative de celle du patient. Pour ce qui est de l'acquisition de la position des vis dans le modèle, une récente lettre d'avertissement de la Food and Drug Administration stipule que l'utilisation d'une référence dynamique amovible est plus risquée que d'utiliser un outil équipé d'une référence dynamique intégrée et précalibrée au navigateur. La validation des algorithmes, la géométrie du modèle et la conception d'un outil dédié à la navigation des vis pour cette chirurgie sont tous des problèmes qui devront être adressés dans le futur. Certains concepts pour faire le guidage de la manœuvre de correction ont été élaborés lors de ce projet, mais aucun n'a fait l'objet d'un développement technique et devront être étudiés davantage dans des projets à venir.

Ce projet a permis de montrer la faisabilité d'intégrer au navigateur intraopératoire la planification chirurgicale obtenu du modèle par éléments finis personnalisé pour la chirurgie de modulation de croissance. Les outils développés dans ce projet sont les premiers composants d'un système de navigation qui intégrera la planification chirurgicale basée sur un modèle par éléments finis personnalisé, le recalage intraopératoire et le guidage des manœuvres pour optimiser les résultats à long terme de cette chirurgie.



## ABSTRACT

Scoliosis is a disease characterized by a 3D deformation of the spine that afflicts between 2% and 3% of the population. In the case of severe progressive scoliosis, surgical treatment is generally necessary to correct the deformations. The most utilized surgery are correcting the scoliotic curves with an instrumentation composed of rods fixed on the posterior side of the vertebrae with screws, hooks or bands, in order to fuse the instrumented levels. This type of surgery has the disadvantage of restraining the growth and flexibility of the patient. More recent approaches of fusionless growth modulation can be used on patients with remaining growth, one of which consists of inserting screws laterally on the vertebral body, on the convex side of the curve and attach them with a cable in tension. This intervertebral compression results in an initial correction and a transfer of the compression loads on the growth plates from the concave to the convex side. This rebalancing of loads is used to induce a growth modulation and further correct the spine over time, based on the Hueter-Volkman principle. This principle describes the reduced bone growth rate of an epiphyseal plate that is under compression and a greater growth rate when under tension. For this surgery named « Anterior Vertebral Body Tethering », it is hard for surgeons to predict the long term outcomes.

To help surgeons to plan this surgery, a recent approach based on a personalized finite element model allowed to simulate the surgery and growth over 2 years with an average of 4° of Cobb angle accuracy. This model uses preoperative data as input and do not take into account variations in patient and screw positioning, as well as in correction manoeuvres.

Image based navigation systems are used for this surgery in order to guide the insertion of the screws and/or verify their position. Those systems also allow for the registration of some preoperative plans and assists the execution of the manoeuvre. Like a GPS for cars, navigation allows to show a tool that is equipped with a reference frame on the virtual patient (road map) to navigate to a proper point in the patient (road). However, this navigation system is not used with the finite element model based surgical plan.

This project aimed to integrate a personalized finite element model to the navigation system to update the preoperative surgical plan with the intraoperative patient and screw positioning and allow the update of the plan. More specifically, the sub-objectives were to first, register the model

to the intraoperative CBCT images and secondly, to acquire the screw positioning into the finite element model in order to update the correction manoeuvre simulation.

The developed method to register the finite element model to the intra-operative CBCT images consists of pre and intraoperative steps. Preoperatively, the spine, pelvis and thoracic cage are 3D reconstructed from biplanar radiograph before the model is constructed and the flexibility of the patient is calibrated, then the preoperative plan is obtained by simulating the surgery. At the beginning of the operation, CBCT images of the patient in the lateral decubitus positioning are acquired, then an automatic segmentation algorithm generates the vertebral body and pedicles 3D models. The finite element model is first globally aligned by rigidly registering one of its vertebra to the corresponding one in the CBCT images. This alignment is obtained by defining two point clouds representing the points on the surface of the vertebral body and pedicles only, for one target vertebra in the finite element model and CBCT, by aligning their local coordinate systems and finally align the point clouds with an iterative closest point algorithm. To account for positioning differences, a multi-level registration simulation is achieved by applying displacements to a few vertebra of the finite element model towards their corresponding ones in the CBCT, using the biomechanical behaviour of the model to register all the vertebrae. The surgical plan is then updated from the new relative positions of the vertebrae.

This method has been validated with retrospective intra-operative CBCT images, 3D reconstructions and finite element models of 18 scoliotic patients that had previously undergone growth modulation procedures at the CHU Ste Justine hospital. CBCT images have been automatically segmented, then the finite element model has been registered to the model for all the patients of the cohort. After registration, the translation error was of  $1.4 \pm 1.2\text{mm}$ , measured as the Euclidean distance between anatomical landmarks on the finite element model and CBCT vertebrae. The orientation error was  $2.7 \pm 2.6^\circ$ ,  $2.8 \pm 2.4^\circ$  and  $2.5 \pm 2.8^\circ$  in the frontal, sagittal, and transverse planes respectively and obtained by measuring the angle between the axes of the corresponding local coordinate system in the three planes. The average surface-to-surface distance was  $1.5 \pm 1.2\text{mm}$  and the registration process took on average  $204 \pm 25\text{s}$ .

The proposed method for the acquisition of the screw positioning in the model uses the actual screwdriver used for this surgery, with a removable reference frame. At the end of each insertion,

the positioning of the screw is acquired using a computer that is connected to the navigator, then registered on the model (registered to the patient) to allow for the simulation of the correction manoeuvres with the actual patient and screw positioning. The calibration of the reference frame on the screwdriver to allow navigation of the center of the screw was achieved using a specifically designed calibration tool that attaches to the screwdriver like a normal anterior vertebral body tethering screw. The calibration process is done following the instructions shown on the navigator's screen, using a navigated probe, the patient's reference frame and the screwdriver equipped with the reference frame and the calibration tool. The calibration tool is then removed for the insertion of the screws. A computer connected to the navigator with an Ethernet cable and communicating using the TCP/IP protocol with the StealthLink Server allows to acquire the position in 3D of the tip and hind of the screwdriver, as tracked by the navigator. Those positions are then registered on the FEM using the inverse of the transformation that globally aligns the finite element model to the CBCT images. Once the position acquired, the local coordinate system is computed and the screw nodes are placed along the axis where the cable passes. Those nodes are added to the model to generate the screw elements that are then used to simulate the correction manipulation simulation that takes into account the actual patient and screw positioning.

The method to acquire the screw positioning in the model has been validated on a phantom based on the 3D reconstruction of one of the patients in the cohort, using a 3D printed replica of the original screwdriver equipped with a removable reference frame. The acquired positions have been compared to the corresponding points measured directly on the CBCT images. The translation error was on average  $1.0 \pm 0.4\text{mm}$  and the orientation error was  $1.9 \pm 0.5^\circ$ ,  $1.7 \pm 0.5^\circ$  and  $2.2 \pm 0.9^\circ$  in the frontal, sagittal and transverse planes. The method to transfer the acquired positions to the finite element model has been validated by inference by simulating an acquisition with screw 3D models inserted in the 3D reconstruction of the registered finite element model. The simulation with the actual patient and screw positioning was successfully solved for the only tested patient.

Those two methods have been implemented in a dedicated software called SimNav that allows the automatic or manual execution of the registration process and to acquire the screw positions in the model. The software also allows to launch simulations, to elaborate the preoperative plan and to configure different instrumentation scenarios.

The results have shown the feasibility of the integration of the personalized finite element model to the navigation system, but the developed methods still have some limitations. The method to compute the anatomical landmarks on the 3D models of the CBCT images has not been validated. Furthermore, the finite element model modify the actual patient geometry when built. This impacts the registration process, because it is based on the hypothesis that the geometry represents the actual patient. For the screw positioning acquisition method, a warning letter from the Food and Drug Association stipulates that the use of a removable reference frame is riskier than a tool with a reference frame integrated and pre-calibrated to the navigator. The validation of the algorithms, the geometry of the model and the design of a dedicated navigated tool for the screw insertion will have to be assessed in the future. During this project, some concepts have been elaborated to guide the correction manipulation, but none have been under technical development and this subject will have to be studied in the next projects.

This project allowed to show the feasibility of the integration of the personalized finite element model based surgical plan for anterior vertebral body tethering to the intraoperative navigation system. The tools developed in this project are the first components of a navigation system that will integrate surgical planning based on finite elements modeling, intra-operative registration of the plan and guidance to execute the plan to optimise the long term outcomes of this surgery.

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS .....	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT .....	IX
TABLE DES MATIÈRES .....	XIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES.....	XVI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XXII
LISTE DES ANNEXES.....	XXIII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis .....	3
2.2 Scoliose .....	9
2.3 Traitement de la scoliose par chirurgie .....	10
2.4 Chirurgie de la scoliose assistée par ordinateur .....	26
2.5 Synthèse de la revue de littérature.....	36
CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET ET OBJECTIFS .....	37
3.1 Rationnelle de projet .....	37
3.2 Objectifs .....	38
3.3 Organisation du mémoire .....	38
CHAPITRE 4 ARTICLE 1: BIOMECHANICALLY DRIVEN INTRAOPERATIVE SPINE REGISTRATION DURING NAVIGATED ANTERIOR VERTEBRAL BODY TETHERING	40
4.1 Présentation de l'article .....	40

4.2	Article Scientifique: Biomechanically Driven Intraoperative Spine Registration during Navigated Anterior Vertebral Body Tethering.....	41
4.3	Abstract .....	42
4.4	Introduction .....	43
4.5	Materials and Methods .....	45
4.6	Results .....	56
4.7	Discussion .....	61
4.8	Conclusion.....	63
4.9	References .....	64
4.10	Complément de l'article .....	69
CHAPITRE 5	ACQUISITION DE LA POSITION INTRAOPÉRATOIRE DES VIS DANS LE MÉF .....	71
5.1	Introduction .....	71
5.2	Matériel et Méthodes.....	71
5.3	Résultats .....	87
CHAPITRE 6	DISCUSSION GÉNÉRALE .....	89
CHAPITRE 7	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	97
BIBLIOGRAPHIE	.....	99
ANNEXES	.....	116

## **LISTE DES TABLEAUX**

Table 4.1 Displaced levels during the multi-level registration simulation according to the number of segmented CBCT vertebrae. The first level was the most cranial visible level in the segmented CBCT vertebrae. ....	55
Table 4.2 Residual registration error: translation (vertebral bodies (VB) and pedicles (P) centers), orientation of the LCS (in the sagittal (S), coronal (C) and transverse (T) planes) and surface to surface distance (CBCT vertices to FEM surface model), before and after the multi-level registration simulation for all 18 cases (111 vertebrae). ....	59

## LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Repère et plans anatomiques de référence (Adapté de Wikipedia Commons, libre de droit d'auteurs).....	3
Figure 2.2 Repère global du rachis.....	4
Figure 2.3 Repère Local de la vertèbre .....	4
Figure 2.4 Segments et courbes naturelles de la colonne vertébrale (adapté de Gray, 1918, image libre de droits) .....	5
Figure 2.5 Anatomie d'une vertèbre .....	6
Figure 2.6 Articulation intervertébrale (adapté de Gray, 1918, image libre de droits).....	7
Figure 2.7 Anatomie de la cage thoracique (adapté de Gray, 1918, image libre de droits).....	7
Figure 2.8 Anatomie du bassin (adapté de Gray, 1918, image libre de droits).....	8
Figure 2.9 Effet aggravant de la croissance versus la progression de la courbure scoliotique .....	9
Figure 2.10 Mesure de l'angle de Cobb sur une radiographie antéro-postérieure (D'Ercole, 2013) .....	10
Figure 2.11 Cas de scoliose corrigée avec une arthrodèse, utilisant des vis pédiculaires et des tiges métalliques (image libre de droits, Wikipedia Commons).....	11
Figure 2.12 Schémas représentant des chirurgies d'instrumentation sans fusion avec approche (a) par distraction avec tiges de croissance, (b) par croissance guidée avec un dispositif Shilla et (c) par compression du côté convexe avec agrafes métalliques .....	12
Figure 2.13 Instrumentation AVBT en postopératoire immédiat .....	14
Figure 2.14 Implants de l'instrumentation AVBT .....	15
Figure 2.15 Initialisation de la chirurgie AVBT : (a) Patient immobilisé en position décubitus latéral sur un coussin de gel; (b) Positionnement des ports (image adaptée de Wikipedia Commons, image libre de droits); (c) manœuvres chirurgicales par approche minimalement invasive avec un endoscope .....	16



Figure 2.16 Acquisitions d'images fluoroscopiques pendant: (i) l'insertion de l'agrafe et l'enfoncement du prétrou (ii) taraudage du trou, (iii) insertion de la vis et (iv) vérification finale de l'ensemble des vis et agrafes installées .....	17
Figure 2.17 Manœuvre d'application de la tension dans le câble montrée sur (a) un rendu 3D et (b) sur une acquisition intra opératoire de fluoroscopie 2D. (i) Rotation de la pince pour tirer le câble et pousser la vis, puis (ii) serrer la vis pression .....	18
Figure 2.18 Marqueurs anatomiques identifiés sur une vertèbre lors de la reconstruction 3D .....	20
Figure 2.19 Radiographies biplanaires acquises par le système EOS et la reconstruction 3D de la colonne vertébrale résultante.....	21
Figure 2.20 Modèles numériques biomécaniques du rachis: (a) un modèle par éléments finis détaillé et (b) une représentation d'un modèle multicorps .....	22
Figure 2.21 Éléments de poutres représentant les parties postérieures des vertèbres (Pédicules cachés par les éléments plus postérieurs).....	23
Figure 2.22 Éléments du MEF personnalisé pour l'AVBT.....	23
Figure 2.23 Éléments représentant les disques intervertébraux et les parties antérieures des vertèbres .....	24
Figure 2.24 Étapes de simulation de l'AVBT: (a) la création du MEF personnalisé, (b) la simulation de mise en positionnement intraopératoire décubitus latéral, (c) L'installation des vis et le tensionnement du câble et (d) le retour en position debout et la croissance sur 2 ans .....	26
Figure 2.25 Composants d'un système CAOS et leurs systèmes de coordonnées locaux .....	27
Figure 2.26 OV d'un fantôme en plastique créé avec une acquisition CBCT.....	28
Figure 2.27 Création de l'OV à l'aide d'images préopératoires 3D, pour l'utilisation intraopératoire .....	29
Figure 2.28 Appareil d'acquisition d'images CBCT: (a) appareil pour faire des images préopératoires et (b) vue interne de l'appareil en montrant l'émetteur (T), le faisceau conique à rayons X (X), le capteur (D) et le sens de rotation (R). (Images libres de droits adaptées de Wikipedia Commons) .....	29

Figure 2.29 Images CT: (a) tranche 2D (tiré de la banque d'images de l'auteur); (b) modèle volumétrique (image libre de droits tirée de Wikipedia Commons).....	30
Figure 2.30 Création de l'OV à l'aide d'images CBCT intraopératoires, avec un O-arm suivi par le navigateur .....	31
Figure 2.31 Représentation du capteur optique d'un système de navigation .....	34
Figure 2.32 Exemple de référence dynamique pour permettre d'accommoder les déplacements relatifs entre l'OC et le navigateur durant une chirurgie.....	35
Figure 3.1 Diagramme des objectifs spécifiques placés dans le temps pour une intervention AVBT .....	39
Figure 4.1 Workflow of the proposed intraoperative spine registration method for AVBT procedures using FEM simulation for updating the preoperative surgical plan .....	45
Figure 4.2 Resulting 3D model (in red) of T9 after the automatic segmentation algorithm for one of the surgical case of the cohort with slices of the CBCT in (a) the frontal, (b) lateral and (c) transverse planes, and (d) an isometric view of the 3D model alone.....	50
Figure 4.3 LCS of a segmented CBCT vertebra, with the vertebral bodies' endplates identified with the MSAC algorithm (red) and the pedicles (light green).....	51
Figure 4.4 Definition of the point cloud for the distal segmented CBCT vertebra with: (a) the three enclosed objects; (b) initial point cloud including all vertices of the three objects combined; (c) identification of the points to be removed; (d) final point cloud.....	52
Figure 4.5 Definition of the FEM point cloud .....	53
Figure 4.6 Identification of the (a) distal and (b) proximal adjacent FEM segments to the segmented CBCT vertebrae.....	55
Figure 4.7 Boxplot of the Euclidean distance between the anatomical landmarks (vertebral body and pedicle centers) and points in both clouds that were matched during the ICP algorithm.....	57

Figure 4.8 Distal segmented CBCT (blue) on the corresponding 3D reconstructed FEM (red) point clouds after the registration initialization step .....	58
Figure 4.9 Box plot of the residual translation (for vertebral bodies (VB) and pedicles (P) centers) and orientation (in the sagittal (S), coronal (C) and transverse (T) planes) error before and after the multi-level registration simulation .....	59
Figure 4.10 Visual results for 7 surgical cases: the distal segmented CBCT (blue) on the corresponding 3D reconstructed FEM (red) point clouds after the registration initialization step on the first row; before and after the multi-level registration simulation side-by-side on the second row .....	60
Figure 4.11 Registered surgical plan including the screw trajectory in the FEM for one case of the patient cohort.....	60
Figure 4.12 Déplacements appliqués aux centres des pédicules et des corps vertébraux pour les configurations de 5 à 7 vertèbres segmentées .....	69
Figure 4.13 Résultats visuels pour chaque patient avec : l'alignement des nuages de point en haut, l'alignement global à gauche et la simulation de recalage de multiples niveaux à droite .....	70
Figure 5.1 Étapes de la méthode d'acquisition de la position des vis dans le MÉF .....	72
Figure 5.2 Système de coordonnées local de la vis .....	73
Figure 5.3 Assemblage de la (a) poignée amovible, du (b) tournevis et de (c) la vis .....	73
Figure 5.4 Matériel pour suivi de la position de la vis : (a) assemblage du tournevis et de la poignée amovible, (b) référence dynamique amovible, (c) pince de la référence dynamique amovible et (d) référence dynamique du fantôme.....	74
Figure 5.5 Interface tournevis avec vis et tournevis avec outil de calibration : (a) tournevis, (b) vis, (c) outil de calibration, (d) centre du câble et position à suivre, 10mm plus haut que le bout de l'outil de calibration .....	75

- Figure 5.6 Étapes de calibration de l'outil navigué : (i) calibration du bout du palpeur sur la référence dynamique du patient, (ii) Calibration du bout du tournevis sur la référence dynamique du patient et (iii) calibration de l'axe du tournevis avec le bout du palpeur .....76
- Figure 5.7 Diagramme de flux pour l'acquisition des positions  $AGCSx, y, z$  et  $BGCSx, y, z$  .....77
- Figure 5.8 Calcul de l'origine du LCS de la vis.....78
- Figure 5.9 Disposition des nœuds de vis qui sont exportés vers le MÉF : (a) Vue du dessus dans le plan  $zy$  et (b) vue de face dans le plan  $xy$  .....79
- Figure 5.10 Vue du plan frontal de : (a) modèle 3D de la vis recalée sur le LCS calculé avec la segmentation CBCT en rouge et la reconstruction du MÉF en beige, puis (b) les éléments de vis résultants dans le MÉF en orange, les corps vertébraux en cyan et les disques en bleu et vert.....79
- Figure 5.11 Fantôme et tournevis utilisés pour faire les expériences avec le navigateur .....80
- Figure 5.12 Outil navigué, constitué de: (A) la reproduction de la poignée amovible, (B) la référence dynamique amovible, (C) la reproduction du tournevis et (D) l'outil de calibration fixé au tournevis .....81
- Figure 5.13 Système de blocage de la poignée amovible et du tournevis reconçu, avec à gauche, le système bloqué et à droite, le système débloqué accompagné de vues en coupe représentant les composants : (A) poignée amovible, (B) l'anneau de blocage coulissant, (C) les deux goupilles et (D) le tournevis .....81
- Figure 5.14 Système de cliquets irréversibles de la poignée amovible et du tournevis reconçu et une vue de dessus du système montrant : (A) pièce extérieure solidaire à la poignée, (B) les cliquets admettant la flexion lors de la rotation et (C) l'axe solidaire au tournevis avec des engagements .....82
- Figure 5.15 Fantôme pour la validation de la méthode d'acquisition qui admet une élévation du rachis et une rotation dans le plan frontal avec : (A) la première partie de la base, (B) la colonne vertébrale, (C) l'élastique qui retient les deux parties de la base, (D) les reproductions

d'implant, (E) la deuxième partie de la base, (F) la référence dynamique et (G) le support amovible pour rigidifier le rachis .....	83
Figure 5.16 Images CBCT du fantôme avec trois tranches dans le plan frontal, sagittal et transverse .....	84
Figure 5.17 Navigation de la réplique imprimée 3D du tournevis avec le fantôme (la DRF a ici été déplacée de 10mm vers le haut sur le tournevis après la calibration pour générer cette image uniquement). Avec (a) la vue du tournevis attaché à la vis et (b) l'affichage du navigateur.	85
Figure 5.18 Méthode pour obtenir les positions CBCT correspondante : (a) Rendu de volume des images de CBCT du fantôme; (b) Positionnement manuel de quatre marqueurs fiduciels (F1 à F4); (c) Vue du dessus de la vis, des marqueurs fiduciels, des vecteurs $vF1 - F2$ et $vF1 - F4$ , du centre calculé C1 et les orientations anatomiques; (d) Vue de face de la vis, les centres calculés C1, C2 et le vecteur $vC1 - C2$ .....	86
Figure 5.19 Box Plot de la différence en translation de la méthode d'acquisition de la position des vis .....	87
Figure 5.20 Box Plot de la différence d'orientation de la méthode d'acquisition de la position des vis dans les plans frontal (F), sagittal (S) et transverse (T) .....	88
Figure 5.21 (a) Les modèles 3D des implants recalés sur les positions de la simulation d'acquisition avec en rouge, les modèles vertébraux du CBCT et en blanc, la reconstruction du MÉF recalé et (b) le résultat de la simulation des manipulations de correction avec les positions de l'acquisition simulée .....	88
Figure 6.1 Pour les 3 premiers cas de la cohorte : Reconstruction des modèles surfaciques des vertèbres avec le fichier O3 de la reconstruction 3D, avec chacun de leur LCS recalé sur les LCS des vertèbres correspondantes du fichier O3 généré à la fin de la construction du modèle .....	91
Figure A.1 IU du logiciel SimNav .....	113

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AVBT	De l'anglais, Anterior Vertebral Body Tethering
2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
BRD	Base de référence dynamique
C	Coronal
CBCT	Cone beam computed tomography
CT-scan	Tomodensitométrie
DEL	Diode électroluminescente
DRF	Dynamic reference frame
EE	End effector
FDA	Food And drug association
FEM	Finite element model
GCS	Global coordinate system
ICP	Iterative closest point
IRM	imagerie par résonnance magnétique
LCS	Local coordinate system
LIV	Lower instrumented vertebra
MÉF	Modèle par éléments finis
MSAC	M-estimator random consensus algorithm
mSv	mili Sieverts
NAV	Navigateur chirurgical
OC	Objet chirurgical
OV	Objet Virtuel
P	Pédicules
RANSAC	Random consensus algorithm
S	Sagittal
SD	Standard deviation
T	Transverse
IU	Interface Utilisateur
UIV	Upper instrumented vertebra
VB	Vertebral body

**LISTE DES ANNEXES**

Annexe A – Logiciel SimNav .....	113
----------------------------------	-----

## CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La scoliose est une maladie caractérisée par une déformation de la colonne vertébrale en trois dimensions qui affecte 2 à 3% de la population. Certains patients atteints de scoliose présentent une courbe sévère et évolutive qui nécessitant un traitement chirurgical. Les chirurgies les plus pratiquées consistent à fixer des tiges à des vis, crochets ou bandes qui sont implantés dans les parties postérieures des vertèbres, pour ensuite corriger la courbe et fusionner les niveaux instrumentés. Cependant, malgré que ces chirurgies montrent de bons résultats, ils restreignent la flexibilité et la croissance du rachis.

Certaines chirurgies dites « sans fusion » permettent de stabiliser la courbure scoliotique durant la croissance du patient sans faire de fusion vertébrale en utilisant le principe de Hueter-Volkman. Ce dernier principe décrit le ralentissement de la croissance dans une plaque de croissance lorsqu'elle est en compression et l'inverse lorsqu'en tension. Les dispositifs « sans fusion » fonctionnent en rééquilibrant les charges de compression sur les plaques de croissance en les déplaçant du côté concave vers le côté convexe de la courbe, pour faire une modulation de la croissance. Une récente approche consiste à insérer des vis dans les parties latérales des corps vertébraux, du côté convexe de la courbe, afin de les relier par un câble en tension pour effectuer une correction initiale partielle. La croissance résiduelle du patient est par la suite le moteur de correction jusqu'à maturité squelettique. Ce traitement, nommé *Anterior Vertebral Body Tethering* permet de conserver la flexibilité et la croissance du rachis, mais les résultats à long termes sont cependant difficiles à prédire.

Plusieurs technologies de chirurgie assistée par ordinateur sont utilisées pour aider les chirurgiens à effectuer la chirurgie d'*Anterior Vertebral Body Tethering*. Un récent algorithme basé sur un modèle par éléments finis personnalisé permet de simuler et prédire les résultats de la chirurgie avec une précision de 4° d'angle de Cobb. Cet algorithme aide à la planification de cette chirurgie, mais prend en entrée uniquement des données préopératoires et n'est pas mis à jour pour tenir compte des variabilités intraopératoires dans le positionnement des vis et du patient. Les systèmes de navigation chirurgicale permettent de guider certaines manœuvres lors de cette chirurgie comme le ferait un GPS dans une voiture. Ces systèmes de navigation permettent de recalibrer intraopératoirement certaines planifications chirurgicales préopératoires sur le patient pour guider



des manœuvres, mais ne sont pas utilisés pour la planification basée sur le modèle par éléments finis personnalisé.

L'objectif général de ce projet est d'intégrer le modèle par éléments finis personnalisé au système de navigation chirurgicale intraopératoire pour la chirurgie d'instrumentation *Anterior Vertebral Body Tethering*. Plus précisément, il se compose de deux objectifs spécifiques, qui sont de concevoir et valider une première méthode pour recalibrer le modèle par éléments finis personnalisé préopératoire sur le patient en position décubitus latéral intraopératoire et une seconde pour mettre à jour la position intraopératoire réelle des vis dans le modèle.

Ce mémoire se divise en 6 chapitres, incluant ce premier chapitre d'introduction. Le chapitre 2 présente la revue des connaissances pertinentes au projet, puis le chapitre 3 énonce la rationnelle et les objectifs du projet. Le chapitre 4 présente l'article détaillant la méthode de recalage intraopératoire du modèle par éléments finis sur le patient. Le chapitre 5 décrit la méthode de mise à jour de la position intraopératoire réelle des vis dans le modèle. Le 6e et dernier chapitre discute des différents accomplissements de manière critique pour déterminer les points forts, les limitations et les projets futurs découlant de ce projet de maîtrise.

## CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

### 2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis

#### 2.1.1 Repères anatomiques

La position et l'orientation du corps humain peuvent être décrites selon trois plans de l'espace (Figure 2.1), soit le plan frontal ou coronal, le plan sagittal ou latéral et le plan transverse ou axial (Knudson, 2007). Les trois axes principaux associés à ces plans sont : l'axe postéro-antérieur (x), l'axe médio-latérale (y) et l'axe caudo-cranial (z).

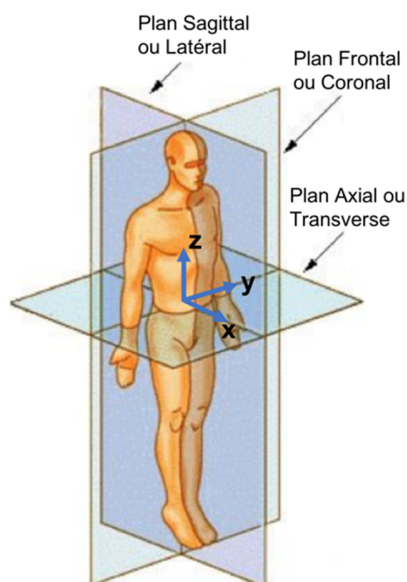


Figure 2.1 Repère et plans anatomiques de référence (Adapté de Wikipedia Commons, libre de droit d'auteurs)

La convention utilisée pour le système d'axe du rachis (Figure 2.2) est parallèle à celui du corps humain, ayant son origine positionnée au centre du plateau supérieur du sacrum (S1).



Figure 2.2 Repère global du rachis

L'axe z local de la vertèbre est dans la direction qui passe par le centre du plateau inférieur vers le centre du plateau supérieur, l'axe y local est dans la direction qui passe par le centre du pédicule gauche vers le centre du pédicule droit et finalement, l'axe x local est obtenu par le produit vectoriel de y local et z local (Ian A. F. Stokes, 1994). Cette convention produit un repère qui est non orthogonal, spécialement lorsque les vertèbres sont déformées. Les axes y local et z local précédents ne formant pas nécessairement un angle droit, le nouvel axe y local est obtenu par le produit vectoriel de z local et x local dans le cadre de ce projet (Figure 2.3).

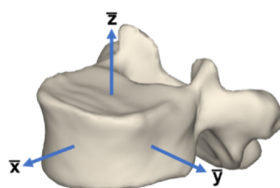


Figure 2.3 Repère Local de la vertèbre

### 2.1.2 Anatomie de la colonne vertébrale

Le rachis peut être divisé en différents segments comportant plusieurs vertèbres : le segment cervical (C1 à C7), le thoracique (T1 à T12), le lombaire (L1 à L5) et le segment sacro-coccygien. Une colonne vertébrale saine est rectiligne dans le plan frontal et présente des courbures naturelles dans le plan sagittal. Les parties convexes de la courbe sont appelées cyphose et les parties

concaves, lordose. Le segment cervical forme une lordose, les segments thoracique et lombaire forment une cyphose et lordose, respectivement, tandis que le segment sacro-coccygien forme une cyphose.

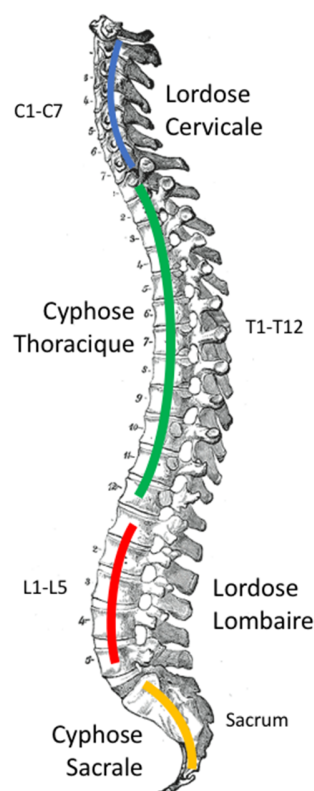


Figure 2.4 Segments et courbes naturelles de la colonne vertébrale (adapté de Gray, 1918, image libre de droits)

### 2.1.2.1 Les vertèbres

La partie antérieure des vertèbres est composée d'un corps vertébral cylindrique d'os spongieux enrobé d'os cortical qui supporte la charge du corps (White & Panjabi, 1990). Les pédicules, formés de deux cylindres, connectent les parties postérieures au corps vertébral et avec les lames, forment le canal rachidien où passe la moelle épinière. Les autres parties postérieures sont : les facettes articulaires supérieure et inférieure, les apophyses transverses, l'apophyse épineuse, ainsi que les facettes articulaires costo-vertébrales et costo-transverses pour les vertèbres thoraciques seulement.

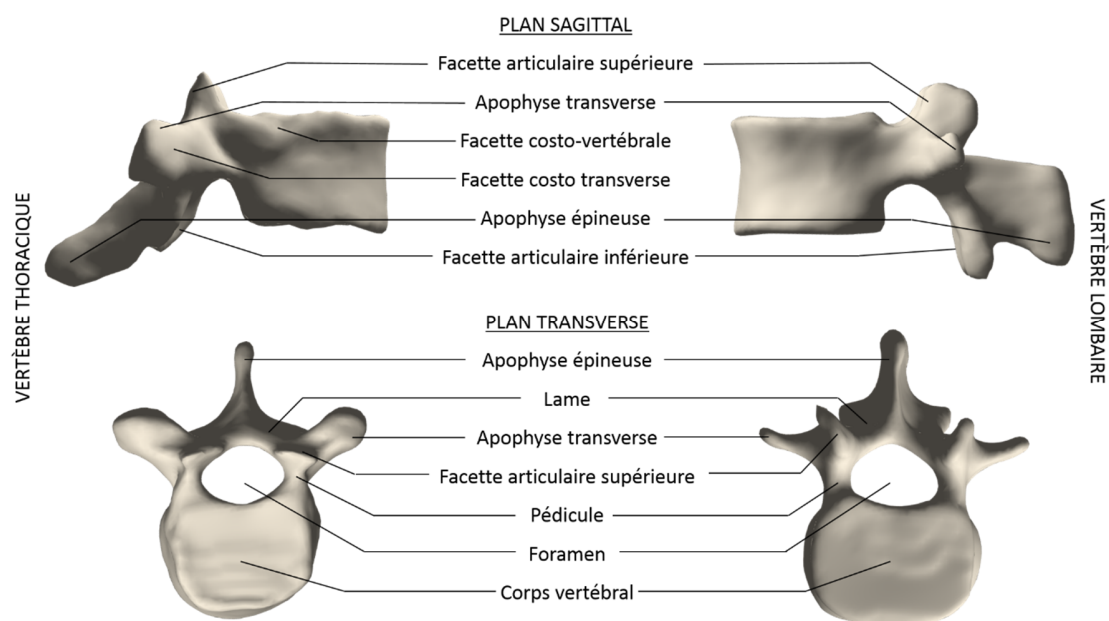


Figure 2.5 Anatomie d'une vertèbre

### 2.1.2.2 L'articulation intervertébrale

L'articulation intervertébrale est composée de trois articulations : le disque intervertébral, ainsi que l'articulation formée par les facettes supérieures et inférieures. Le disque intervertébral se trouve entre les corps vertébraux de chaque vertèbre. Il est composé d'un anneau de cartilage fibreux (annulus fibrosus) fait de couches de fibrocartilage et d'un noyau pulpeux qui agit comme un absorbeur d'impact et distribue la pression sur l'ensemble du disque (Figure 2.6). Les facettes supérieures d'une vertèbre s'articulent avec les facettes inférieures de la vertèbre crâniale, alors que les inférieures s'articulent avec la vertèbre caudale.

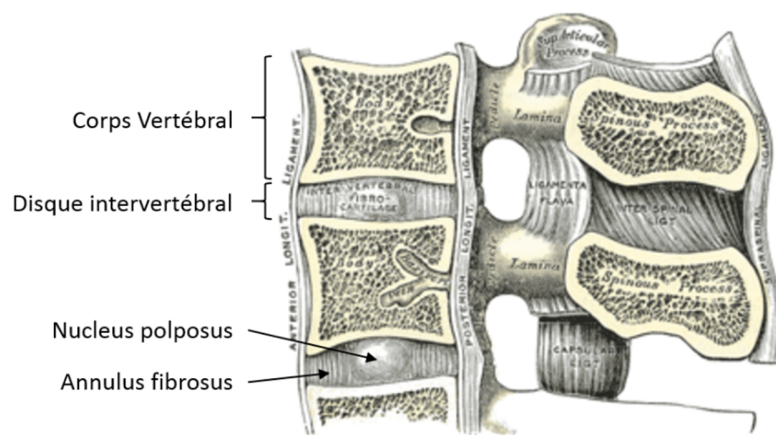


Figure 2.6 Articulation intervertébrale (adapté de Gray, 1918, image libre de droits)

### 2.1.2.3 La cage thoracique

La cage thoracique est formée de douze paires de côtes qui se rattachent au sternum antérieurement et aux vertèbres thoraciques postérieurement, sauf pour les côtes flottantes qui sont attachées seulement aux vertèbres. Les côtes et le sternum sont des os plats qui sont reliés ensemble par les cartilages costaux et qui protègent le cœur et les poumons. L'espace intercostal est constitué de muscles et de ligaments intercostaux.

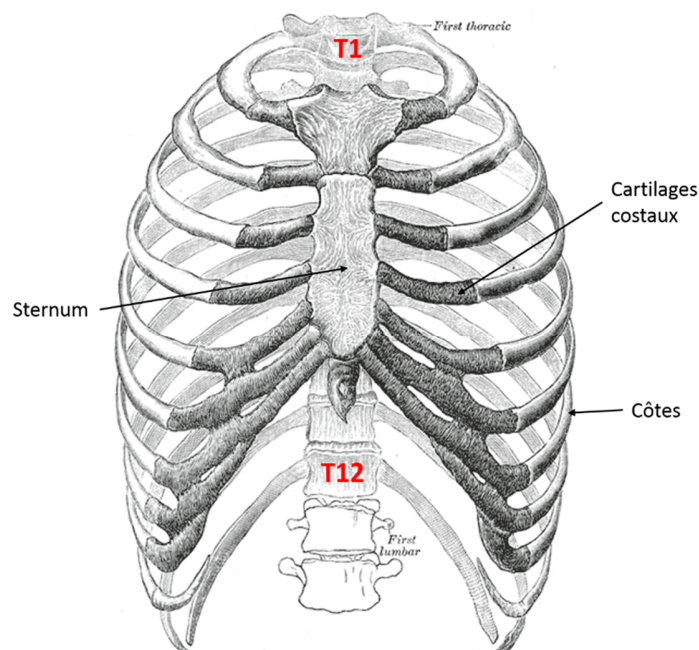


Figure 2.7 Anatomie de la cage thoracique (adapté de Gray, 1918, image libre de droits)

### 2.1.2.4 Le bassin

Le bassin est un ensemble d'os en entonnoir qui forment, avec le sacrum et le coccyx, la ceinture pelvienne. Il se rattache à la colonne vertébrale par le sacrum, et aux jambes par la tête de chaque fémur qui font l'articulation de la hanche avec les os coxaux.

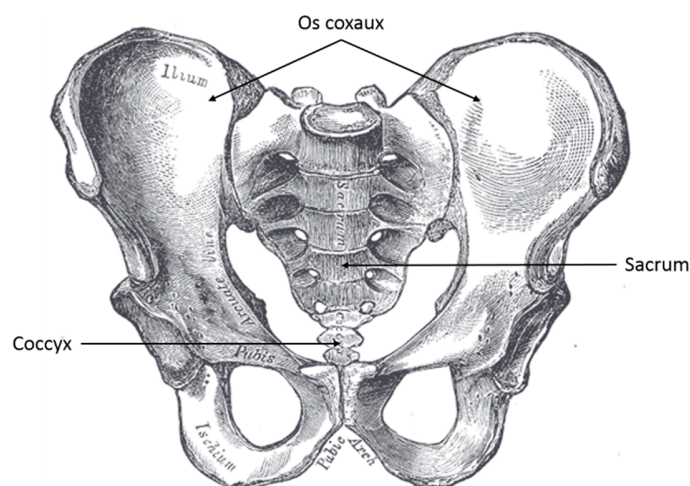


Figure 2.8 Anatomie du bassin (adapté de Gray, 1918, image libre de droits)

### 2.1.3 Croissance du rachis

La croissance longitudinale du rachis se produit principalement sur les plaques de croissances présentes sur les plateaux supérieurs et inférieurs des corps vertébraux. Durant la croissance, l'ossification endochondrale dans la plaque de croissance se fait en quatre étapes : chondrocytes au repos dans la zone de réserve, division et prolifération des chondrocytes dans la zone proliférative, maturation des chondrocytes qui induit une augmentation de volume d'un facteur de 5 à 10 dans la zone hypertrophique et la minéralisation qui ferme la plaque de croissance (Ballock & O'Keefe, 2003).

Ce procédé peut être affecté par plusieurs facteurs, dont les chargements mécaniques externes. Selon le principe de Hueter-Volkman (I. A F Stokes, 2007), il est possible de faire une modulation de la croissance avec différents types de chargements, soit une accélération avec des chargements en tension et un ralentissement avec des chargements en compression.

## 2.2 Scoliose

La scoliose est une maladie caractérisée par une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace, soit une déviation sinueuse dans le plan frontal, une rotation des vertèbres et des côtes dans le plan axial et une modification des courbes naturelles dans le plan sagittal. La courbure peut progresser avec le temps, spécialement lors de la croissance à l'adolescence, entre autres due à un déséquilibre des chargements sur les plaques de croissances des corps vertébraux. Cette asymétrie de chargement combinée avec les effets décrits par le principe de Hueter Volkmann provoquent un effet de cercle vicieux qui ensuit une cunéiformisation des corps vertébraux et aggrave les déformations de la colonne vertébrale avec le temps.

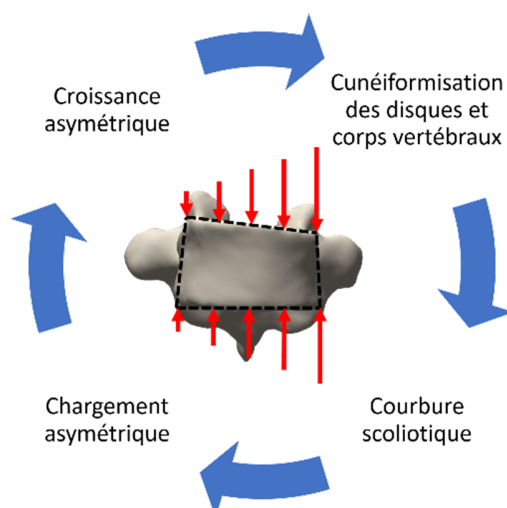


Figure 2.9 Effet aggravant de la croissance versus la progression de la courbure scoliotique

Cette maladie affecte 1 à 3% de la population à risque âgée de 10 à 16 ans (Weinstein, Dolan, Cheng, Danielsson, & Morcuende, 2008), principalement la population féminine avec une fois et demie à deux fois plus de cas que chez les garçons et avec des courbes généralement plus sévères (Weinstein et al., 2008). Le degré de sévérité d'une courbe scoliotique est généralement quantifié par l'angle de Cobb, mesuré sur des radiographies antéro-postérieures (J. Cobb, 1948). Cet angle est celui formé par les droites passant par le plateau supérieur de la vertèbre limite crâniale et le plateau inférieur de la vertèbre limite caudale.



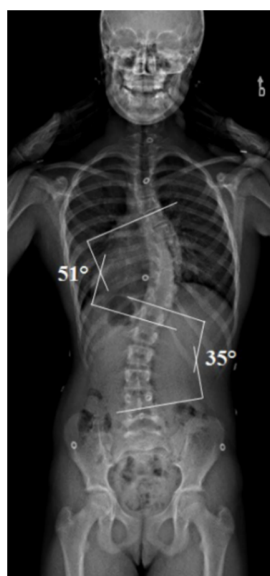


Figure 2.10 Mesure de l'angle de Cobb sur une radiographie antéro-postérieure (D'Ercole, 2013)

## 2.3 Traitement de la scoliose par chirurgie

Parmi tous les cas de scoliose, seulement 10% seront traités. En fonction de la sévérité de la scoliose, différents traitements comme le port d'un corset ou la chirurgie pour les cas les plus sévères sont prescrits. Généralement, une courbe scoliotique qui présente un angle de Cobb de plus de  $45^\circ$  risque de progresser et est adressée par une chirurgie d'instrumentation. Le but de l'instrumentation est de freiner la progression de la courbe, de corriger les déformations en 3D, rééquilibrer les chargements sur la colonne vertébrale et d'améliorer l'apparence du tronc.

### 2.3.1 Types d'instrumentations

#### 2.3.1.1 Chirurgie d'instrumentation postérieure avec arthrodèse

Les chirurgies les plus utilisées pour le traitement de la scoliose consistent à venir corriger les courbes scoliotiques à l'aide d'une instrumentation postérieure pour fusionner les niveaux instrumentés. Plus spécifiquement, avec le patient en position décubitus ventral, une ou plusieurs tiges métalliques sont installées dans des vis qui sont insérées dans les pédicules, des crochets sur les éléments postérieurs de la vertèbre ou des bandes sous et par-dessus les lames. Avec les tiges partiellement fixées pour permettre de former une liaison cylindrique, le chirurgien pivote la tige

de 90° pour forcer les vertèbres à effectuer une translation dans le plan transverse. Cette rotation de la tige permet de corriger la courbure du plan frontal et de redonner ou conserver les courbures naturelles dans le plan sagittal. Une dérotation des vertèbres peut aussi être faite à l'aide de leviers accrochés aux vis pédiculaires pour corriger la rotation axiale des vertèbres avant ou après l'insertion de la deuxième tige. Une fois les déformations corrigées, les tiges sont fixées de manière rigide aux fixations qui sont implantées dans les vertèbres et une greffe d'os est faite pour fusionner les vertèbres instrumentées. Cette procédure est généralement faite à un stade de croissance avancé pendant l'adolescence, car l'instrumentation empêche le segment fusionné de croître.

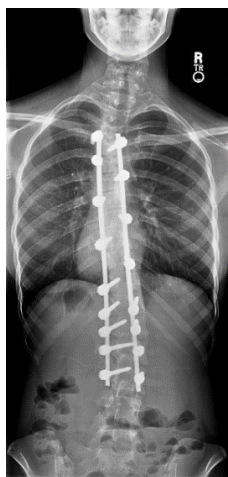


Figure 2.11 Cas de scoliose corrigée avec une arthrodèse, utilisant des vis pédiculaires et des tiges métalliques (image libre de droits, Wikipedia Commons)

### 2.3.1.2 Chirurgie d'instrumentation sans fusion

Pour des cas de scolioses infantiles et pédiatriques, il est possible de corriger et contrôler la courbe en permettant la croissance du rachis sans faire une arthrodèse sur tout le segment vertébral instrumenté. Ces traitements sans fusion fonctionnent en rééquilibrant les charges sur les plaques de croissances longitudinales des corps vertébraux, du côté concave de la courbe vers le côté convexe. Ce rééquilibre induit ainsi une modulation de croissance, suivant le principe de Hueter-Volkman. Les trois approches sans fusion sont la distraction, la croissance guidée et la compression du côté convexe.

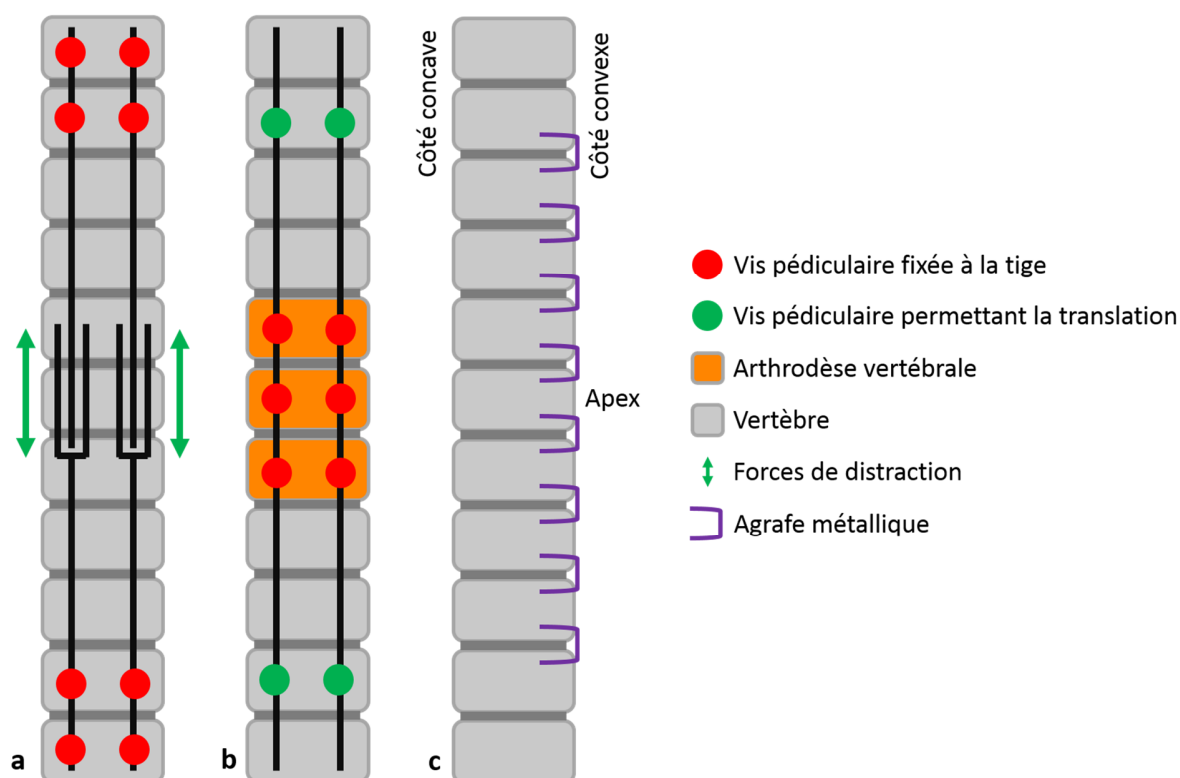


Figure 2.12 Schémas représentant des chirurgies d'instrumentation sans fusion avec approche (a) par distraction avec tiges de croissance, (b) par croissance guidée avec un dispositif Shilla et (c) par compression du côté convexe avec agrafes métalliques

L'approche par distraction (Figure 2.12a) se fait par l'installation de tiges métalliques qui sont fixées aux vertèbres limites ou aux parties postérieures des côtes adjacentes à la courbure scoliotique et l'allongement progressif du même dispositif au fil de la croissance, appliquant ainsi une force distractive sur le rachis. Parmi ces dispositifs, on retrouve les tiges de croissance, le VEPTR® (Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib)(Flynn et al., 2013) et le dispositif par allongement magnétique MAGEC (Akbarnia et al., 2014). Les tiges métalliques de l'instrumentation doivent être allongées tous les 6 mois, ce qui implique de multiples interventions chirurgicales durant le traitement, qui se termine généralement par une arthrodeuse de tout le segment à la fin de la croissance.

L'approche par croissance guidée (Figure 2.12b) se fait en fusionnant la vertèbre apicale et les deux vertèbres adjacentes à l'aide de vis pédiculaire et de tiges, qui passent aussi par des vis aux

vertèbres limites permettant la translation dans l'axe caudo-cranial lors de la croissance. Les tiges en flexion appliquent alors des forces latérales sur les vis pédiculaires qui corrigent la courbure. Les dispositifs basés sur cette approche sont le Shilla (McCarthy et al., 2010) et le Luque Trolley moderne (Ouellet, 2011).

Les approches de distraction concave et croissance guidée sont généralement utilisées pour des scolioses pédiatriques congénitales et neurologiques ayant des courbes graves et progressives. Ce sont des procédures qui impliquent plusieurs chirurgies invasives et des arthrodèses, ce qui limite la croissance pour les segments fusionnés et la flexibilité du rachis. Plusieurs auteurs ont relevé les complications associées à ces procédures, parmi lesquelles on retrouve l'arrachement des implants, la fusion spontanée de segments vertébraux, des fractures de tiges, la proéminence des implants et des tiges sous la peau et même la progression de la courbure malgré le traitement (Akbarnia & Emans, 2010; Flynn et al., 2013; Skaggs et al., 2014; Ouellet, 2011; McCarthy et al., 2010; Akbarnia et al., 2011).

L'approche par compression convexe (Figure 2.12c) se fait cependant sans arthrodèse et évite des chirurgies répétitives, tout en permettant de conserver la flexibilité du rachis. La méthode consiste à appliquer des forces compressives sur les plaques de croissance en attachant ensemble des parties des vertèbres, généralement les corps vertébraux avec une approche minimalement invasive antérieure, du côté convexe de la courbure. Un des dispositifs utilisés est l'agrafe métallique, qui est installée sur le côté de deux corps vertébraux adjacents, de part et d'autre de leurs plaques de croissances respectives. Ce dispositif fonctionne généralement pour des courbes montrant un angle de Cobb thoracique inférieur à 35°, lombaire de moins de 45° et des complications ont été signalées telles que la sur correction et la progression de la courbure malgré l'instrumentation (Betz et al., 2010). Un autre dispositif est l'attache flexible antérieure des corps vertébraux, aussi appelé Anterior Vertebral Body Tethering (AVBT) (Figure 2.13). Des vis sont d'abord installées dans le corps vertébral du côté convexe de la courbe, puis reliées par un câble flexible en polypropylène. Cette instrumentation a démontré de bons résultats pour des courbes thoraciques et lombaires allant jusqu'à 83° d'angle de Cobb pour des scolioses idiopathiques adolescentes immatures (Herzog, Bhamber, Lui, Bishop, & Bernard, 2017). Pour l'AVBT, la surcorrection, ou inversion de la courbure, le manque de contrôle sur les courbes du plan sagittal et la progression de la courbure

scoliotique sont des complications qui ont été rapportées (Crawford & Lenke, 2010; Samdani et al., 2014a, 2015).

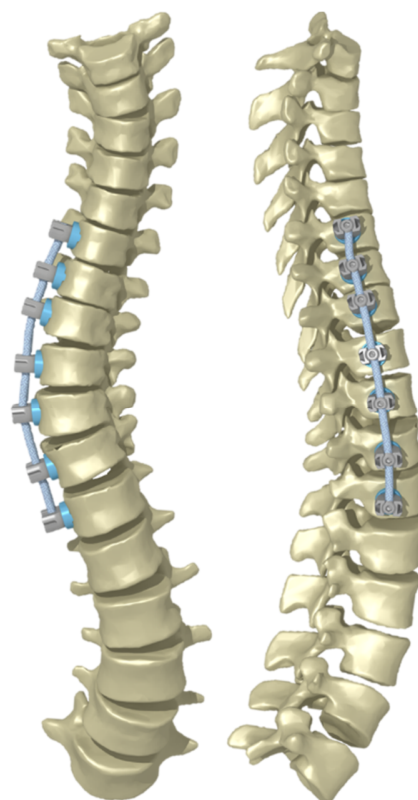


Figure 2.13 Instrumentation AVBT en postopératoire immédiat

### 2.3.2 Procédure d'instrumentation AVBT

L'instrumentation AVBT étant le sujet de ce mémoire, elle est décrite en détail dans cette section. Plus spécifiquement, les différents implants de l'instrumentation seront décrits, suivi des manœuvres d'initialisation de la chirurgie, d'insertion des implants et de correction de la courbe par l'installation du câble. Les informations sont prises de la littérature, des observations intraopératoires de l'auteur et des discussions avec Dr. Vincent Cunin, Dr. Stefan Parent et Dr. Amer F. Samdani.

Les implants utilisés pour l'instrumentation AVBT au moment de l'écriture de ce mémoire sont ceux du système de stabilisation dynamique postérieure Dynesys® (Zimmer Biomet Spine, Inc., Westminister, USA) qui en temps normal utilisent des vis insérées dans les pédicules reliés par des

câbles et des tubes de plastique flexible pour stabiliser un segment lombaire (Schwarzenbach, Berlemann, Stoll, & Dubois, 2005). Ce système est cependant utilisé pour l'instrumentation AVBT en attendant que la procédure soit approuvée par la Food and Drug Association (FDA) et que des implants spécifiques soient conçus par les manufacturiers. Les différents composants sont : une agrafe de soutien à quatre pics, une vis pédiculaire (utilisation détournée dans le corps vertébral), un câble en polypropylène rigide en tension, mais flexible, puis une vis de pression pour fixer le câble à la vis pédiculaire.

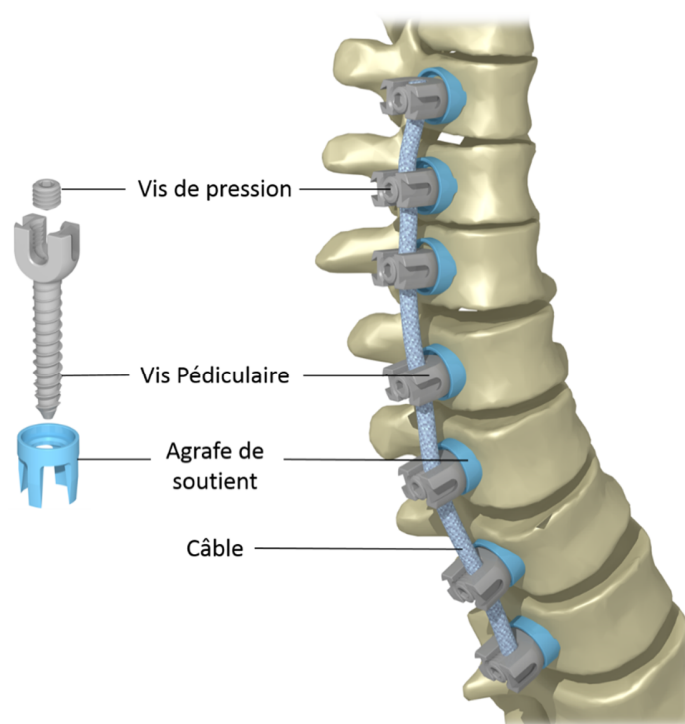


Figure 2.14 Implants de l'instrumentation AVBT

La chirurgie est initialisée par le positionnement du patient en position décubitus latéral, avec le côté concave de la courbe face à la table. Les épaules et les hanches sont fixées à la table avec du ruban adhésif large et rigide en tension et un coussin de gel est placé sous la partie latérale de la cage thoracique (Figure 2.15a). Le positionnement en décubitus latéral permet l'accès à la zone de travail, mais induit aussi une réduction de l'angle de Cobb d'en moyenne 44% (Lalonde, Villemure, Pannetier, Parent, & Aubin, 2010). Le coussin de gel permet d'écarter les côtes du côté convexe, dans le but de donner plus d'espace aux instruments par la suite. Le poumon côté convexe est

dégonflé en permettant uniquement la ventilation du concave, pour libérer le volume de la cage thoracique adjacent aux parties antérieures des vertèbres qui seront instrumentées. Cette approche minimalement invasive utilise trois à cinq ports thoracoscopiques placés entre les côtes, le long des lignes axillaires postérieures et antérieures pour permettre l'accès à un endoscope et aux divers outils chirurgicaux (Samdani et al., 2014a, 2015). Une acquisition d'images 3D intraopératoires des niveaux ciblés peut être effectuée après le positionnement du patient pour permettre au chirurgien de déterminer les positions optimales des ports à l'aide du navigateur chirurgical (voir section 2.4).

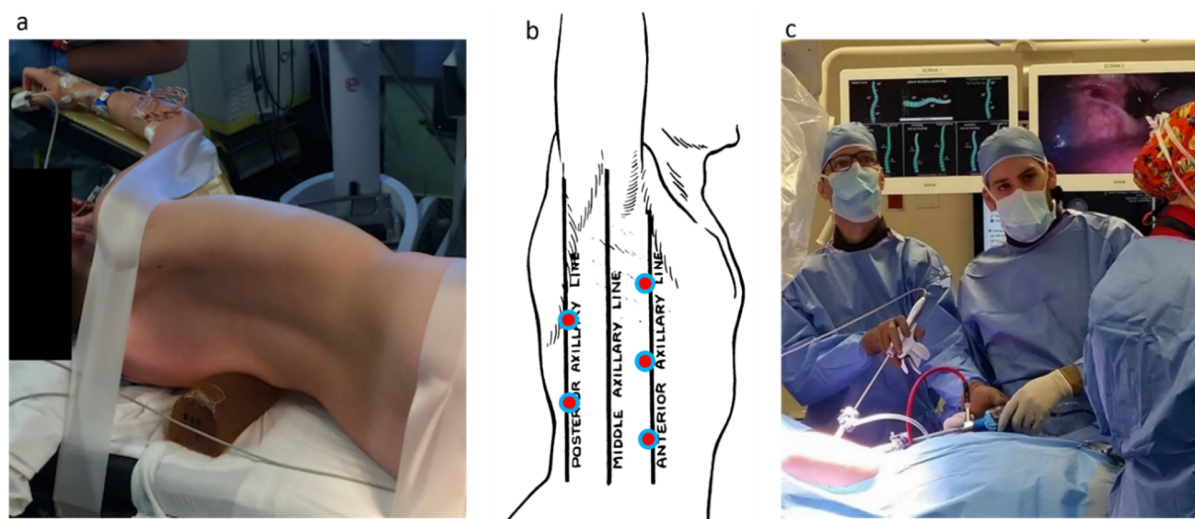


Figure 2.15 Initialisation de la chirurgie AVBT : (a) Patient immobilisé en position décubitus latéral sur un coussin de gel; (b) Positionnement des ports (image adaptée de Wikipedia Commons, image libre de droits); (c) manœuvres chirurgicales par approche minimalement invasive avec un endoscope

Le premier implant inséré dans le côté de la partie antérieure du corps vertébral est l'agrafe à quatre pics (Figure 2.16(i)), environ une heure après le positionnement du patient et l'acquisition des images 3D s'il y a lieu, le temps de cauteriser les artères segmentaires et couper les tissus qui couvrent les sites d'insertion. Elle est insérée en frappant avec un marteau sur un outil cylindrique avec un pic en son centre qui saisit l'agrafe. Le pic dépasse l'agrafe en longueur et enfonce du même coup un prétrou qui détermine la trajectoire de l'implant. L'entrée du trou est positionnée antérieure à la tête de la côte adjacente et suit une trajectoire alignée avec le même site sur la partie

concave de la vertèbre. Le trou est par la suite approfondi et taraudé sur toute la largeur de la vertèbre avec un taraudeur ayant un diamètre de 5.2mm (Figure 2.16(ii)). Certains chirurgiens utilisent un taraudeur équipé d'une référence dynamique pour naviguer la profondeur du trou (Joshi, Cassivi, Milbrandt, & Larson, 2018). Les vis sont insérées à l'aide d'un tournevis de manière à ce que la tête et le bout de l'axe soient encrés dans l'enveloppe corticale de part et d'autre du corps vertébral. Cependant, les vis pédiculaires sont parfois très longues comparées à la largeur du corps vertébral et doivent être coupées avant l'insertion. Dans le cas d'une chirurgie où le navigateur n'est pas utilisé, le chirurgien se guide à l'aide de multiples acquisitions de fluoroscopie 2D avec le C-arm (voir section 2.4) lors de chaque manipulation pour vérifier que les outils et implants ne traversent pas le foramen, ni le poumon du côté concave de la courbe.

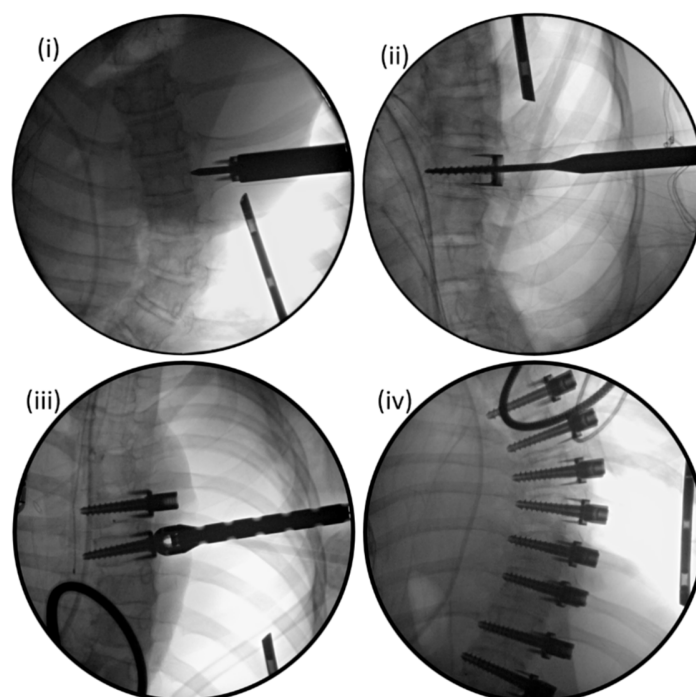


Figure 2.16 Acquisitions d'images fluoroscopiques pendant: (i) l'insertion de l'agrafe et l'enfoncement du prétrou (ii) taraudage du trou, (iii) insertion de la vis et (iv) vérification finale de l'ensemble des vis et agrafes installées

Les manipulations pour corriger la courbe peuvent être initiées une fois les vis insérées. Le câble est inséré dans la cage thoracique et fixée à la vis crâniale avec la vis de pression, à l'aide d'un guide et d'un tournevis passant par un des ports thoracoscopiques. La mise en tension du câble se



fait en plaçant le câble dans la vis caudale adjacente, en saisissant le câble avec une pince normalement utilisée pour des tiges métalliques, placée de manière à être en contact avec le côté plat caudal de la vis, puis effectuer un mouvement de rotation avec la même pince (Figure 2.17 (i)) et serrer la vis pression (Figure 2.17(ii)). De cette manière, la force est appliquée sur le câble et aussi sur la vis pour la déplacer dans la direction crâniale, réduisant ainsi la distance entre les têtes d'implants. La force de réaction de l'articulation intervertébrale agit alors contre le câble, qui reste en tension. Une force dans l'axe du guide de vis pression (latérale) peut aussi être appliquée avant le serrage de la vis pression pour aplatir la courbe localement, ce qui rapproche les têtes d'implants et induit une plus grande correction. Le chirurgien se guide avec la fluoroscopie tout au long de l'application de la tension pour mettre les plateaux adjacents parallèles entre eux, avec une légère surcorrection aux niveaux apicaux.

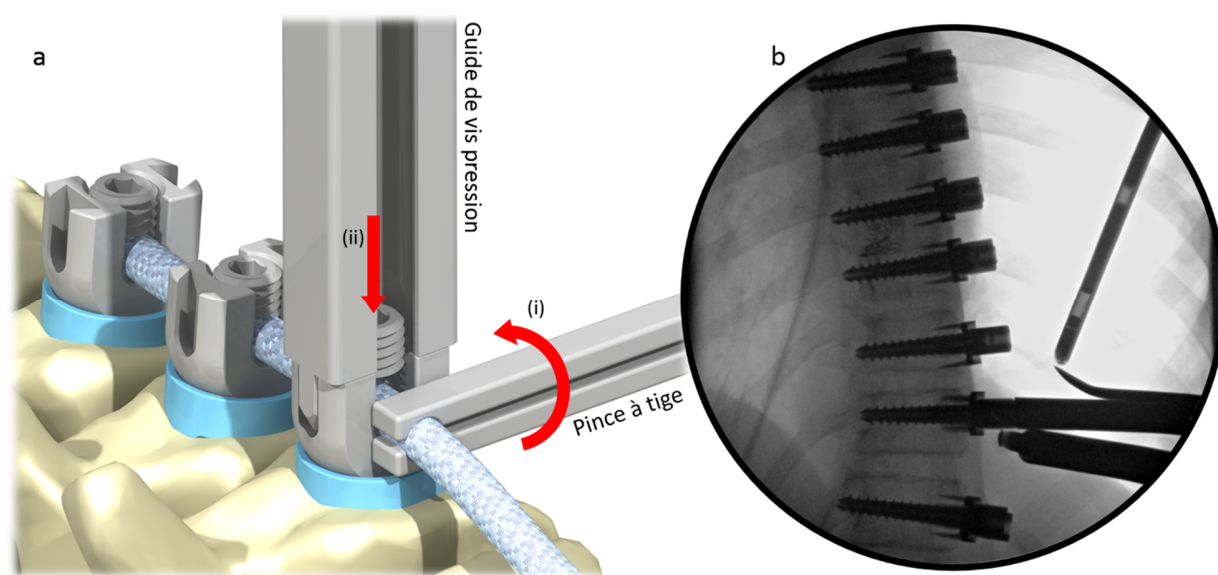


Figure 2.17 Manœuvre d'application de la tension dans le câble montrée sur (a) un rendu 3D et (b) sur une acquisition intra opératoire de fluoroscopie 2D. (i) Rotation de la pince pour tirer le câble et pousser la vis, puis (ii) serrer la vis pression

Une autre technique de correction est d'utiliser une table d'opération équipée d'un pivot au centre avec son axe de rotation parallèle à l'axe antéro-postérieure du patient en position décubitus latéral, sous la vertèbre apicale. Une fois les vis insérées, la table est pivotée de manière à ce que l'apex se déplace vers le sol, ce qui corrige davantage la courbe. Des radiographies sont alors prises pour

mesurer la correction de l'angle de Cobb. Les étapes de pivotement de la table suivi d'une acquisition radiographique sont répétées à nouveau, jusqu'à ce que la correction de l'angle de Cobb soit jugée comme optimale par le chirurgien. Le câble est ensuite installé dans les vis en appliquant une très légère tension avec la technique montrée à la Figure 2.17 (Joshi et al., 2018).

Le résultat immédiat de la chirurgie est généralement une correction de l'angle de Cobb d'environ 40%, puis une correction additionnelle due à la croissance après 12 mois d'en moyenne 3° de plus. Malgré un certain engouement pour cette chirurgie et des résultats prometteurs, les effets à long terme ne sont pas encore rapportés dans la littérature et comme mentionné plus haut, la chirurgie demeure non approuvée par la FDA, ce qui restreint la prise de données prospectives (Samdani et al., 2015).

### **2.3.3 Simulation biomécanique préopératoire de l'instrumentation AVBT**

#### **2.3.3.1 Reconstruction 3D**

L'importance de l'évaluation des déformations de la colonne en 3D pour la scoliose étant croissante (Labelle et al., 2011), la reconstruction 3D du tronc est devenue un outil puissant pour les cliniciens. Cette reconstruction peut être accomplie avec différentes modalités d'imagerie musculo-squelettique telles que les radiographies aux rayons X, la tomographie 3D (CT-scan), l'ultrasonographie et l'imagerie par résonance magnétique.

La modalité d'imagerie qui s'est le plus démarquée pour faire la reconstruction 3D d'une colonne scoliotique est l'Eos, un système d'acquisition de radiographies biplanaires calibrées. Le système est basé sur la technologie de chambre à fils qui a valu le prix Nobel au physicien français Georges Charpak, qui est placée entre l'émetteur de rayons X et le capteur distal. Chaque rayon X génère dans la chambre un flux de photons secondaires qui à leur tour sont transformés en signal numérique par le capteur distal, ce qui explique le grand niveau de détails des images résultantes malgré la dose minimale de radiations ionisantes émise durant l'acquisition (Wybier & Bossard, 2013). Comparée à des radiographies 2D traditionnelles, une acquisition Eos réduit les radiations reçues par le patient d'un facteur de 8 à 10 et de 800 à 1000 comparé à une acquisition CT-scan (Dubousset, Charpak, Skalli, de Guise, & Kalifa, 2010). Le système Eos permet de faire l'acquisition de radiographies latérales et antéropostérieures de la tête aux pieds en même temps

dans la position fonctionnelle debout, ce qui permet de ne pas biaiser l'analyse morphologique de la courbe scoliotique (Yazici et al., 2001).

La reconstruction 3D du tronc basée sur les images EOS est faite utilisant le logiciel IdefX (EOS Imaging, France), qui utilise les méthodes semi-automatiques décrites par Pomero et Humbert (Humbert, de Guise, Aubert, Godbout, & Skalli, 2009; Pomero, Mitton, Laporte, de Guise, & Skalli, 2004) pour extraire les géométries 3D des vertèbres et de la cage thoracique. La reconstruction est initialisée en identifiant les centres des plateaux des vertèbres limites T1 et L5 manuellement, puis une courbe passant par les centres des corps vertébraux est tracée automatiquement. À partir de cette courbe, des descripteurs sont estimés basés sur l'étude statistique de la géométrie d'une banque de données de patients. Ces descripteurs permettent de définir 28 repères anatomiques, soit 13 pour chaque corps vertébral basé sur des mesures de ceux-ci (hauteur gauche, droite, antérieure et postérieure, largeur supérieure et inférieure dans les plans frontal et sagittal) et 15 autres pour les parties postérieures.

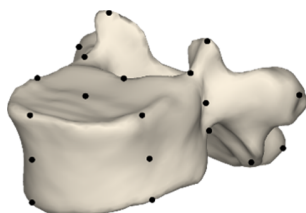


Figure 2.18 Marqueurs anatomiques identifiés sur une vertèbre lors de la reconstruction 3D

Un modèle 3D comportant environ 2000 points est ensuite généré à l'aide d'un algorithme d'interpolation surfacique (Trochu, 1993). Les marqueurs et le modèle surfacique sont ensuite projetés sur les radiographies pour permettre à l'utilisateur d'ajuster la position des points manuellement, en mettant à jour en temps réel la géométrie reconstruite de la vertèbre. La reconstruction de la cage thoracique se fait en identifiant manuellement des repères anatomiques, puis les côtes et le sternum sont générés automatiquement en utilisant une banque de modèles 3D (Bertrand, Laporte, Parent, Skalli, & Mitton, 2008)

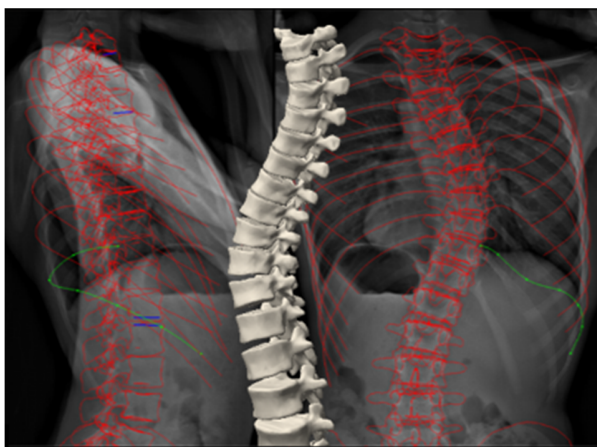


Figure 2.19 Radiographies biplanaires acquises par le système EOS et la reconstruction 3D de la colonne vertébrale résultante

### 2.3.3.2 Modélisation biomécanique

Les modèles numériques de structures anatomiques humaines peuvent aider les chirurgiens à améliorer les résultats d'une chirurgie. Malgré que beaucoup de modèles biomécaniques soient utilisés pour mieux comprendre des principes physiques dans le contexte chirurgical, peu de modèles ont été validés pour prédire les effets réels d'une instrumentation et ainsi aider le chirurgien dans les phases de planification et de chirurgie. Les modèles personnalisés qui peuvent être utilisés en clinique sont complexes à construire et nécessitent une connaissance approfondie de la géométrie des tissus, des propriétés mécaniques et des chargements selon le contexte.

Des modèles biomécaniques de la colonne vertébrale peuvent être construits en utilisant une modélisation de type multicorps flexible (Petit, Aubin, & Labelle, 2004), qui étudie le comportement dynamique résultant de l'équilibre des efforts appliqués sur les vertèbres représentées par des solides rigides, liés par des articulations intervertébrales modélisées comme des ressorts. Cette approche ne permet cependant pas d'étudier les efforts internes au corps rigide, telles les pressions sur les plaques de croissances. Une autre approche est la méthode par éléments finis, qui permet d'étudier le comportement mécanique de composantes ayant une géométrie complexe, en la divisant en un grand nombre d'éléments simples, chacun décrivant un système d'équations linéaires, formées par des nœuds placés sur la géométrie initiale. Les éléments étant en continuité avec les autres, les systèmes d'équations sont combinés pour en former un seul. En

appliquant des conditions frontière comme des chargements ou des déplacements, il est possible d'utiliser diverses méthodes de calcul numérique pour faire converger le système d'équations vers une solution (déplacements et forces) pour tous les nœuds des éléments.

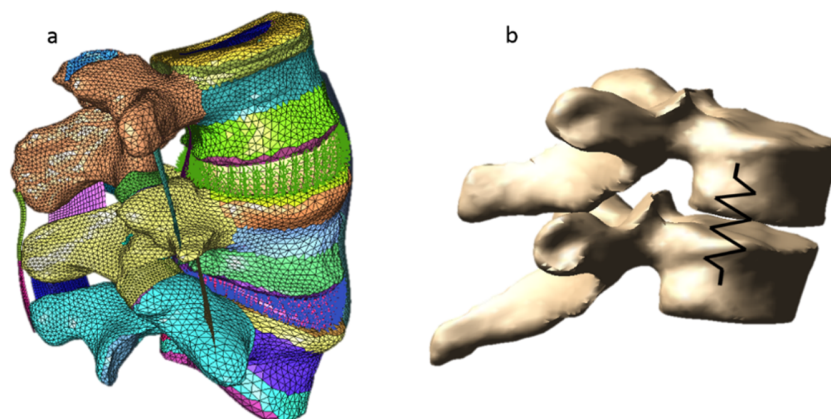


Figure 2.20 Modèles numériques biomécaniques du rachis: (a) un modèle par éléments finis détaillé et (b) une représentation d'un modèle multicorps

Un modèle par éléments finis (MÉF) peut être composé d'éléments de poutres, de plaques ou de solides. Un modèle détaillé du rachis comme le modèle SM2S (Figure 2.20a) va généralement remplir un modèle surfacique d'un grand nombre d'éléments solides tétraédrique pour représenter le plus fidèlement les géométries et est utile pour analyser les traumatismes en régime dynamique, tels les mécanismes de fracture et déchirure (Sterba, Arnoux, Labelle, Warner, & Aubin, 2018). Le système d'équations associé à une modélisation détaillée est de manière générale plus long à résoudre, du au grand nombre de nœuds et d'éléments.

Une autre approche est de simplifier certaines géométries afin d'alléger le système d'équations et réduire le temps de calcul. Cette approche est utile lorsque l'étude des mécanismes de ruptures n'est pas en cause. Les simplifications sont faites en approximant certaines anatomies comme des éléments de poutres, ou d'utiliser moins d'éléments solides qu'un modèle détaillé (Figure 2.21 et Figure 2.22).

Le modèle biomécanique utilisé pour simuler la chirurgie AVBT est construit en utilisant les méthodes des éléments finis avec la suite logicielle ANSYS 14.5 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvanie, USA), avec une géométrie simplifiée. Le MÉF inclut la cage thoracique, le bassin

et les vertèbres T1 à L5 (Aubin, Clin, & Rawlinson, 2018; Cobetto, Aubin, & Parent, 2017). Ce modèle a montré une précision de 3° sur l'angle de Cobb en comparant les résultats de simulation et les radiographies frontales 2 ans après la chirurgie AVBT (Cobetto, Parent, & Aubin, 2018).

En utilisant les points de contrôles de la reconstruction 3D, les nœuds, puis les éléments du MÉF sont générés. Les parties postérieures des vertèbres, soit les pédicules, lames, apophyses épineuses et transverses sont représentées par des éléments de poutres ayant des aires de sections rectangulaires.

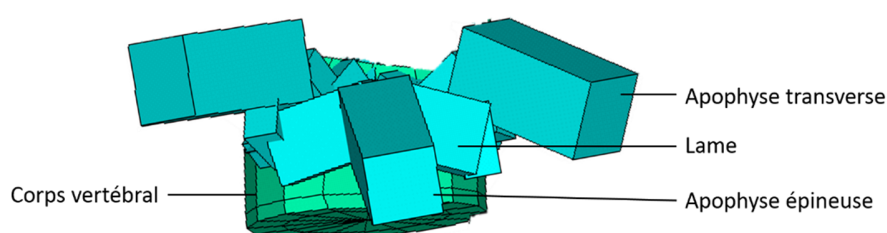


Figure 2.21 Éléments de poutres représentant les parties postérieures des vertèbres (Pédicules cachés par les éléments plus postérieurs)

Cette simplification est aussi utilisée pour représenter les côtes, les cartilages costaux, le sternum, les ligaments intercostaux, le bassin et les ligaments du rachis.

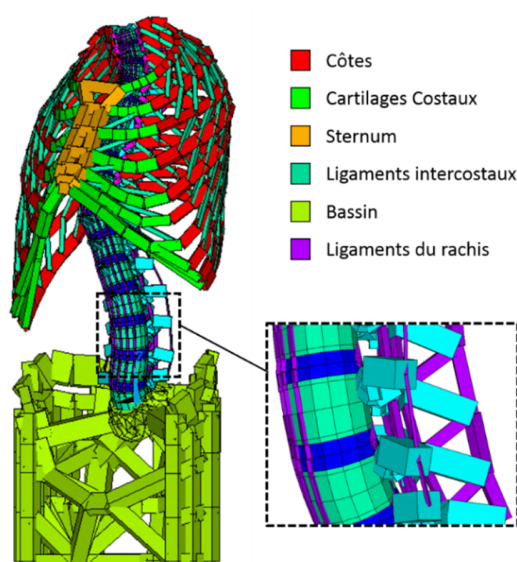


Figure 2.22 Éléments du MÉF personnalisé pour l'AVBT

L'étude des pressions sur les plaques de croissances est importante pour ce modèle, puisqu'une modulation de la croissance doit être prise en compte après l'installation du dispositif. Les parties antérieures de vertèbres sont représentées par des éléments solides hexaèdres, avec une couche d'éléments représentant les plaques de croissances, puis deux couches au centre représentant l'os mature. Le disque intervertébral est lui aussi représenté par des éléments hexaèdres. La pression sur les plaques de croissance peut ainsi être calculée pour plusieurs régions de chaque plateau, principalement la partie du côté convexe versus le côté concave.

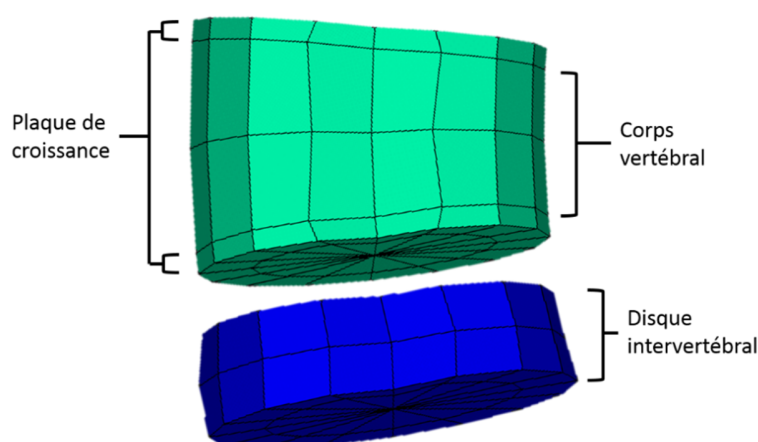


Figure 2.23 Éléments représentant les disques intervertébraux et les parties antérieures des vertèbres

Les propriétés mécaniques telles le module d'Young et le coefficient de Poisson des anatomies représentées ont été tiré de différentes études cadavériques (Martin, 1990)(Boudreault, 1994)(Pezowicz & Glowacki, 2012)(Chazal et al., 1985)(Panjabi, Brand, & White, 1976). Le mécanisme de croissance après l'instrumentation est quant à lui modélisé sur le principe de Hueter-Volkman sur une période allant jusqu'à 24 mois. L'algorithme utilisé pour calculer la croissance longitudinale prend en compte la croissance et se base sur des corrélations avec des études in-vivo (Ian A.F. Stokes, Aronsson, Dimock, Cortright, & Beck, 2006)(I. A F Stokes, 2007)(Villemure, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2002) :

$$G = G_m(1 - \beta(\sigma - \sigma_m))$$

Avec  $G$  étant la croissance finale,  $G_m$  la croissance de base,  $\beta$  le facteur de sensibilité de l'os à la pression,  $\sigma$  le stress mesuré et  $\sigma_m$  le stress qui serait perçu en temps normal.

### 2.3.3.3 Étapes de simulations

Avant de pouvoir prédire le résultat de l'instrumentation AVBT, plusieurs étapes de simulation sont faites. Une première simulation permet de calibrer la flexibilité des liaisons intervertébrales, suivi du positionnement du patient en position intraopératoire décubitus latéral, l'insertion des vis et du câble, les manipulations de corrections et finalement la croissance en position debout.

Pour personnaliser la flexibilité des liaisons intervertébrales du patient, une radiographie frontale est premièrement acquise dans le plan frontal en suspendant vers le haut les épaules du patient pour observer la réduction de l'angle de Cobb (M.-E. Lamarre et al., 2009). Des forces dans la direction crâniale sont appliquées à T1 dans le MÉF pour simuler le test de suspension, puis la courbe est comparée à celle de la radiographie. Le paramètre de flexibilité est ensuite ajusté dans le cas où il y a une différence significative entre les deux, puis la simulation est exécutée à nouveau.

Il a été démontré que le positionnement intraopératoire en décubitus latéral induit une réduction de la courbure scoliotique d'environ 30% pour les courbures thoraciques et de 18% pour les courbes lombaires, changeant ainsi la correction initiale à appliquer lors du tensionnement du câble (Cobetto, Aubin, & Parent, 2018)(Lalonde et al., 2010). Pour prendre en compte cette réduction de courbure, la simulation du positionnement (Figure 2.24b) est effectuée en deux étapes : la mise en apesanteur pour annuler la gravité dans la position debout, puis en appliquant des forces sur la partie latérale des corps vertébraux du côté convexe vers la table chirurgicale. Les forces sont calculées en prenant en compte le poids du patient et des valeurs publiées (Pearsall, Reid, & Livingston, 1996) et les côtes du côté concave qui sont en contact avec la table sont bloquées dans le plan frontal. Le bassin quant à lui est bloqué dans toutes les directions.

En utilisant le résultat de la simulation de positionnement intraopératoire en entrée, la simulation d'instrumentation (Figure 2.24c) débute par la création des vis, formées par des éléments de poutres fixées aux nœuds des corps vertébraux pour former les axes et des éléments de poutres cylindriques pour les têtes de vis. Cette étape, suivie de la création et mise en tension du câble, se fait en séquence pour chaque paire de vis en commençant par la vis proximale. Les éléments du câble sont créés le long d'une spline passant par les deux têtes de vis. Le câble est fixé à la vis crâniale, alors que le glissement dans la tête de vis caudale est permis. Une tension est appliquée dans le câble, conjointement avec une force latérale vers la table sur la vis caudale, puis le MÉF est solutionné.



Une deuxième solution est calculée en fixant le câble à la vis caudale et en retirant la force latérale, puis l'algorithme passe aux niveaux suivant jusqu'à la dernière paire de vis.

La simulation des étapes post-opératoires se fait en deux étapes : le retour à la position debout, puis la croissance (Figure 2.24d). Le passage de la position intraopératoire à la position debout implique l'application des forces appliquées lors de la mise en décubitus latéral, mais dans le sens inverse. La croissance est calculée en imposant une expansion thermique longitudinale modulée par le stress perçu dans les éléments des plaques de croissance (Cobetto, Parent, et al., 2018).

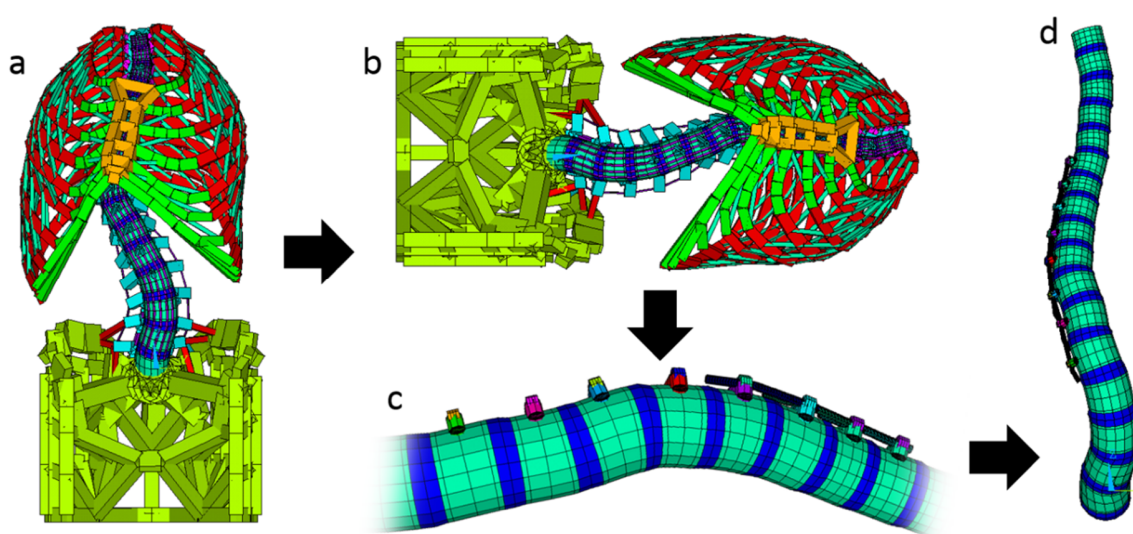


Figure 2.24 Étapes de simulation de l'AVBT: (a) la création du MEF personnalisé, (b) la simulation de mise en positionnement intraopératoire décubitus latéral, (c) L'installation des vis et le tensionnement du câble et (d) le retour en position debout et la croissance sur 2 ans

## 2.4 Chirurgie de la scoliose assistée par ordinateur

Les systèmes de chirurgie assistée par ordinateur (CAS, de l'anglais computer-aided surgery) sont des outils technologiques qui aident les chirurgiens à se familiariser, planifier et exécuter des manœuvres chirurgicales. Les technologies disponibles incluent les appareils de visualisation, les outils robotisés, les systèmes de navigation et les modèles numériques. Ces systèmes donnent la possibilité aux chirurgiens de développer des nouvelles techniques moins invasives et plus précises.

Le paradigme fondamental des systèmes CAS combine la planification préopératoire aidée par la création d'objets virtuels (OV) 3D à l'aide d'imagerie médicale, le recalage intraopératoire de l'OV

sur le patient réel et le système d'intervention et finalement l'exécution assistée par ordinateur en utilisant diverses méthodes (Armand et al., 2004; J. Kowal, Langlotz, & Nolte, 2007; Zheng & Nolte, 2015). Tel un système de navigation par GPS qui donne la position d'une voiture sur une carte, un système CAS donne un retour en temps réel sur la manipulation en cours en la montrant sur une représentation virtuelle de la zone d'intervention. Les systèmes de CAS sont de plus en plus utilisés pour l'orthopédie (chirurgie orthopédique assistée par ordinateur, ou CAOS, de l'anglais Computer Aided Orthopaedic Surgery), entre autres pour des arthroplasties du genou et de la hanche (Weng, Hsu, & Hsu, 2009), mais aussi pour des chirurgies de la colonne vertébrale, incluant la correction de la scoliose (T. Kotani et al., 2014; Y. Kotani et al., 2007; Tjardes et al., 2010).

Cette section vise à décrire les éléments de base d'un système CAOS (excluant les systèmes robotiques), soit l'OV, l'objet chirurgical (OC) et le navigateur (Zheng & Nolte, 2015). Le navigateur (NAV) est l'élément du système qui définit le système de coordonnées global en 3D dans lequel l'OV et les positions des effecteurs (EE, de l'anglais End Effectors), soit les instruments chirurgicaux suivis, sont mathématiquement décrites. L'OC est par exemple le rachis scoliotique du patient à instrumenter, qui est aussi positionné dans le système de coordonnées du navigateur en utilisant un système de coordonnées local.

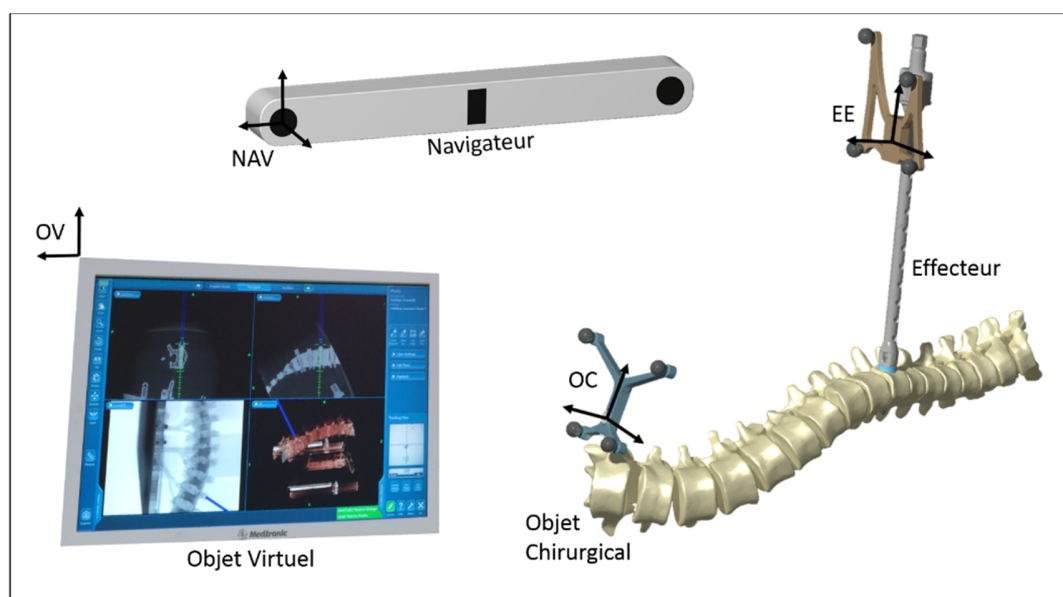


Figure 2.25 Composants d'un système CAOS et leurs systèmes de coordonnées locaux

### 2.4.1 Objet virtuel

L'OV doit être une représentation suffisamment réaliste des structures musculo-squelettiques pour permettre de planifier l'intervention, par exemple définir la trajectoire d'une vis pédiculaire avant la manœuvre. Cet objet est aussi utilisé comme image de fond pendant l'intervention, avec au premier plan la visualisation virtuelle de l'outil navigué. La construction de l'OV se fait à partir d'images médicales de l'OC, en utilisant diverses modalités d'imagerie au stade préopératoire, intraopératoire ou bien en le numérisant directement pendant l'opération.

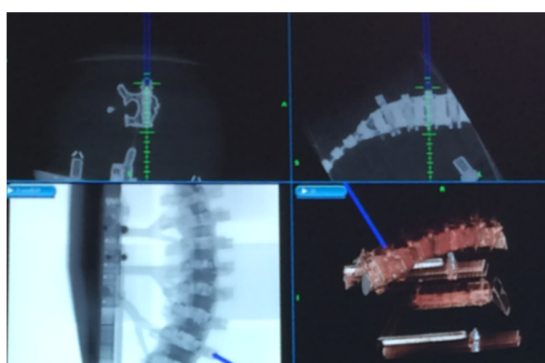


Figure 2.26 OV d'un fantôme en plastique créé avec une acquisition CBCT

Anciennement, la majorité des systèmes CAOS se basaient sur des données d'imagerie médicale acquise préopératoirement. La tomодensitométrie (CT-scan, de l'anglais Computed Tomography) était la modalité principale, mais l'imagerie par résonance magnétique (IRM) était parfois aussi utilisée (Cho et al., 2011; Martel, Heid, Slomczykowski, Kerslake, & Nolte, 1998).

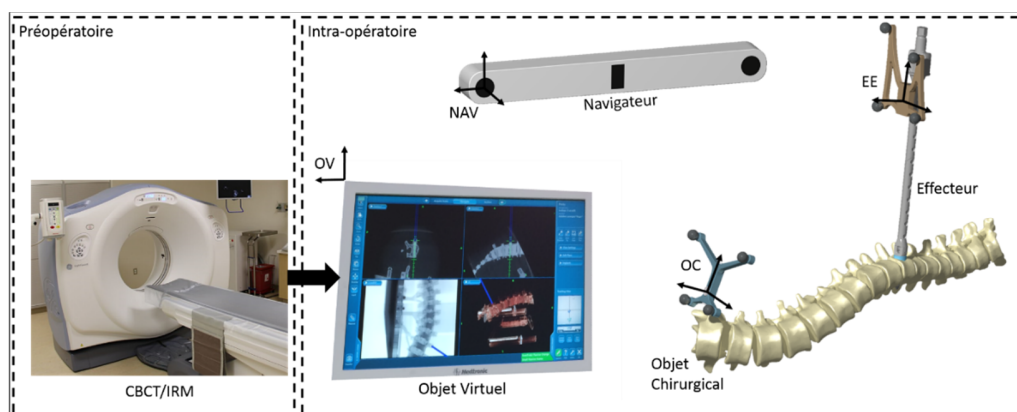


Figure 2.27 Création de l'OV à l'aide d'images préopératoires 3D, pour l'utilisation intraopératoire

Malgré que le CT-scan utilise des rayons X, il produit des images ayant un meilleur contraste entre les os et les tissus mous et n'induit pas de distorsion géométrique associée à l'IRM. Le CT-scan fonctionne en effectuant une multitude de mesures par rayons X à différents angles autour d'un axe en pivotant les composantes de l'appareil pour produire des images tomographiques, soit des tranches virtuelles de l'objet imagé en deux dimensions (2D).

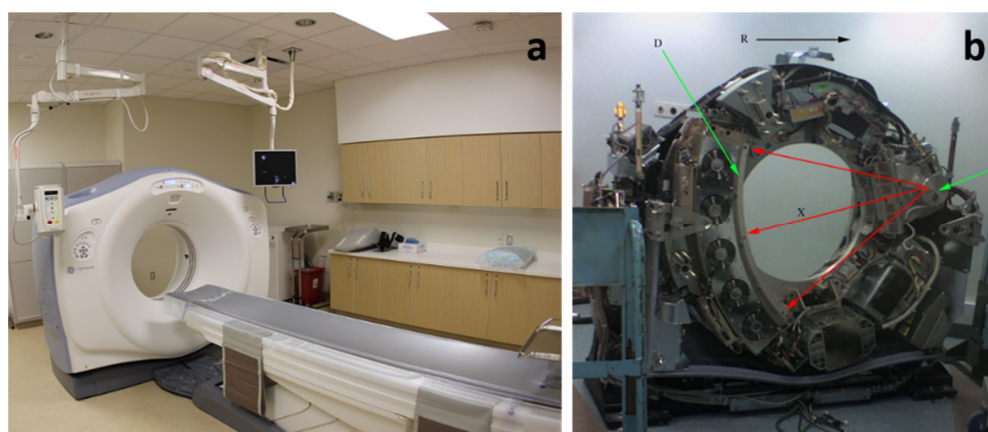


Figure 2.28 Appareil d'acquisition d'images CBCT: (a) appareil pour faire des images préopératoires et (b) vue interne de l'appareil en montrant l'émetteur (T), le faisceau conique à rayons X (X), le capteur (D) et le sens de rotation (R). (Images libres de droits adaptées de Wikipedia Commons)

Les tranches sont initialement dans le plan axial, mais il est possible de manipuler les données pour montrer des tranches virtuelles dans le plan frontal et sagittal. Un modèle volumique peut même être créé en empilant les tranches après leur avoir attribué une épaisseur, ce qui forme des pixels en 3D appelés voxels.

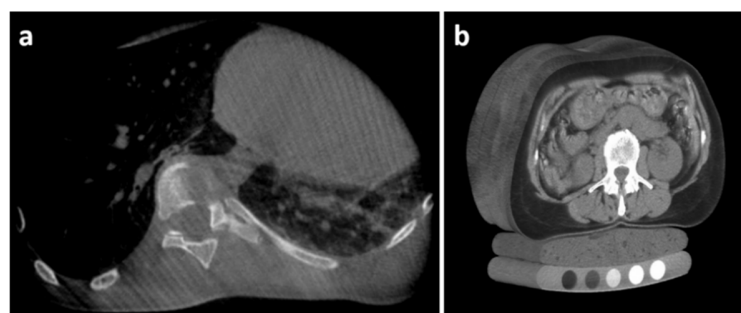


Figure 2.29 Images CT: (a) tranche 2D (tiré de la banque d'images de l'auteur); (b) modèle volumétrique (image libre de droits tirée de Wikipedia Commons)

Les images préopératoires peuvent être transformées au stade de la planification chirurgicale pour accentuer la visibilité et isoler des structures qui seront ciblées lors de l'opération. La segmentation des images préopératoires est couramment utilisée pour générer les modèles 3D des structures anatomiques. C'est une méthode qui est fastidieuse lorsque fait manuellement, mais qui peut être réalisée de manière automatisée par plusieurs algorithmes (Castro-Mateos et al., 2015; Kadoury, Labelle, & Paragios, 2013; Knez, Likar, Pernus, & Vrtovec, 2016; Rasouljan, Rohling, & Abolmaesumi, 2013; Seitel, Rasouljan, Rohling, & Abolmaesumi, 2015). Un de ces algorithmes permet de segmenter les pédicules et les corps vertébraux individuellement par une approche utilisant les superquadriques pour permettre ensuite la planification automatique des trajectoires de vis pédiculaires (Knez et al., 2018, 2016).

Les acquisitions préopératoires ont cependant l'inconvénient de ne pas toujours correspondre aux structures osseuses observées intraopératoirement, qui auraient pu bouger entre temps. Pour répondre à ce problème, le CT scan (Jacob et al., 2000) ou l'IRM intraopératoire ne sont pas des solutions simples à implémenter, car la configuration des salles opératoires devrait être complètement repensée pour accommoder les appareils lourds et volumineux.

Les premiers systèmes CAOS utilisant des images acquises pendant l'intervention utilisaient la fluoroscopie (Nolte et al., 2000), un système qui permet d'acquérir des images radiographiques 2D

de structures anatomiques en temps réel (vidéo). La fluoroscopie induit une distorsion de l'image et un calibrage est nécessaire pour calculer un modèle de projection qui compense pour ce problème. L'appareil utilisé était le C-arm, un fluoroscope qui peut pivoter autour d'un axe, ce qui permet l'acquisition d'images dans plusieurs positions, qui peuvent par la suite être corecalées pour pouvoir observer la position d'un outil dans plusieurs plans à la fois pendant l'intervention, une technique appelée fluoroscopie virtuelle (Foley, Simon, & Rampersaud, 2001).

Pour obtenir des images intraopératoires 3D, il est possible d'utiliser la fluoroscopie virtuelle comme un CT-scan en effectuant une série d'acquisitions tout en pivotant le l'appareil autour d'un axe, générant ainsi des tranches dans le plan axial comme avec un CT-scan. Cette technique se nomme l'imagerie volumétrique par faisceau conique (CBCT, de l'anglais Cone Beam Computed Tomography) et était initialement exécutée par un C-arm motorisé (Qureshi, Lu, McAnany, & Baird, 2014). L'O-arm (Medtronic Technologies de Navigation chirurgicale, Louisville, CO) est un appareil de CBCT intraopératoire couramment utilisé de nos jours qui est capable faire l'acquisition d'images sur 360°, plus rapidement et sur un plus grand volume qu'avec le C-arm.

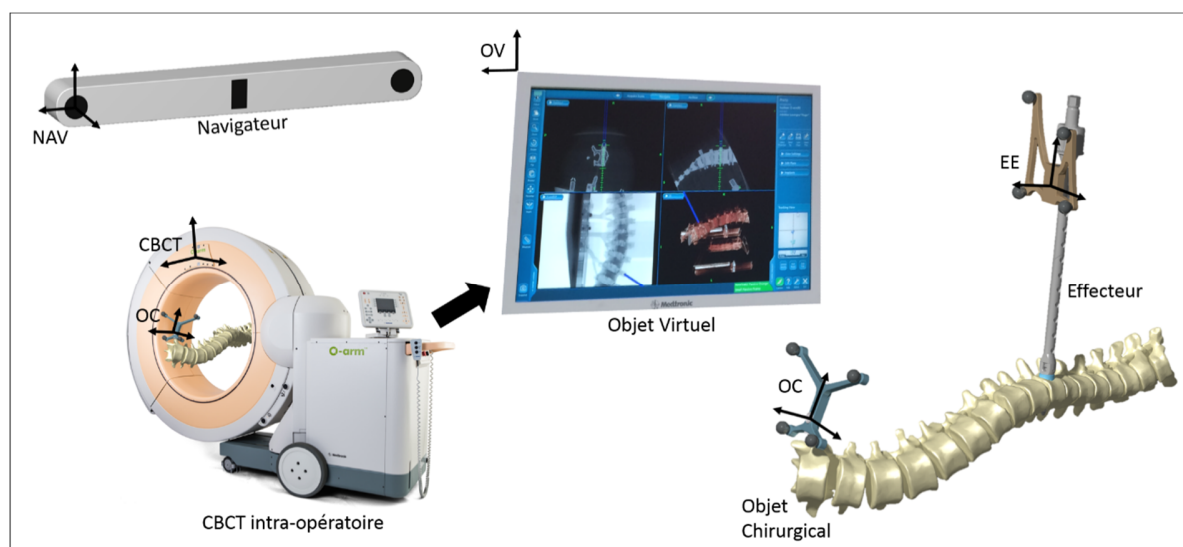


Figure 2.30 Création de l'OV à l'aide d'images CBCT intraopératoires, avec un O-arm suivi par le navigateur

La numérisation intraopératoire quant à elle se fait en palpant plusieurs points sur la surface de l'OC avec un EE dont la position est suivie par le système de navigation. Le nuage de points

enregistré est alors utilisé pour reconstruire les surfaces virtuelles de l'objet. Cette technique est pertinente lorsque les tissus tels que les ligaments doivent être pris en compte et sont difficilement identifiés sur des images CBCT (Sati, Stäubli, Bourquin, Kunz, & Nolte, 2002).

### **2.4.2 Recalage**

Lors de la chirurgie, l'affichage de l'outil navigué, de la planification (trajectoires d'implants, plans de coupe, etc.) et de l'OV se fait dans le système de coordonnées de ce dernier, malgré qu'ils soient exprimés selon le système de coordonnées global défini par le navigateur. Pour pouvoir accomplir l'affichage et le guidage des manœuvres, le recalage des différents objets doit être fait en déterminant les relations mathématiques entre leurs systèmes de coordonnées.

Lorsque l'OV est construit à partir de données acquises préopératoirement, le recalage doit être fait interactivement pendant la chirurgie. La base de l'ensemble des méthodes utilisées pour accomplir ce recalage consiste à appairer des éléments présents dans l'OC et l'OV, puis de calculer les transformations géométriques pour les superposer.

La première méthode était le recalage par points appariés, en identifiant des points avec un palpeur suivi par le navigateur sur la surface de l'OC, puis recalés sur les points correspondants de l'OV qui ont été définis à l'avance. Cette méthode ne donne cependant pas un recalage de grande précision, mais peut être améliorée en implantant des marqueurs fiduciels directement dans le patient, impliquant le désavantage de demander des manipulations chirurgicales additionnelles (Bargar, Bauer, & Börner, 1998).

Une méthode créée plus tard consiste à compléter la méthode des points appariés avec des surfaces appariées, qui donne un meilleur résultat et qui ne nécessite pas d'implants supplémentaires (Bächler, Bunke, & Nolte, 2001; Besl & McKay, 1992). Plus récemment, ce pairage de surface peut aussi être effectué en utilisant une caméra de stéréovision qui permet de prendre un cliché 3D de la surface de l'anatomie ayant été exposée chirurgicalement, puis d'y recalculer chaque vertèbre ayant été segmentées à partir d'images CT (Ji et al., 2015). Cette dernière technique permet d'ajuster le recalage à plusieurs moments pendant la chirurgie, même après des laminectomies, mais avec une moins bonne précision qu'avec les structures osseuses intactes (Evans et al., 2018).

La technique du recalage 2D-3D quant à elle utilise le C-arm ou l'ultrasonographie 2D pour calculer la transformation géométrique nécessaire pour aller de l'OC visualisé en 2D vers une projection virtuelle de l'OV 3D sur un plan (De Silva et al., 2016; Zheng, Kowal, González Ballester, Caversaccio, & Nolte, 2007) Une autre modalité pouvant être utilisée pour extraire des positions de sites anatomiques pour faire le recalage d'images CT est l'ultrasonographie. En utilisant une sonde ultrasonique qui est équipée d'une référence dynamique suivie par le navigateur et dont les mesures sont calibrées, il est possible de numériser l'OC. Cette approche présente cependant des limitations importantes qui limitent la portée de son utilisation en clinique (Maurer et al., 1999; Oszwald et al., 2008). La sonde doit systématiquement être perpendiculaire à la structure osseuse ciblée, ce qui peut être difficile à accomplir. De plus, la calibration de la sonde se fait pour une vitesse du son qui peut être différente pour les différents matériaux dans le corps, ce qui peut mener à des inexactitudes difficiles à prédire, surtout lorsque les structures osseuses sont situées sous une épaisse couche de tissus. Il est conséquemment nécessaire de traiter les images avant de pouvoir initier le recalage des images CT (Jens Kowal, Amstutz, Langlotz, Talib, & Ballester, 2007).

Lorsque l'OV est créé intraopératoirement, il n'est pas nécessaire d'utiliser une des méthodes de recalage mentionnées ci-haut, car l'appareil d'acquisition des images est lui-même suivi par le navigateur et a conséquemment un système de coordonnées local automatiquement positionné par rapport à l'OC. La méthode de recalage automatique montre une précision qui est significativement meilleure que les techniques impliquant le pairage de points et de surface (Zhao et al., 2018).

### **2.4.3 Système de navigation**

Le navigateur fournit le système de coordonnées global qui permet de faire le recalage de l'OV, de l'OC, de la planification et des EE. Il est équipé de capteurs de position qui permettent de fournir les coordonnées 3D ou les transformations géométriques rigides 3D des objets suivis. Le principal type de capteur utilisé est la caméra infrarouge pour détecter des marqueurs qui émettent ou reflètent un rayonnement. Les objets dont la position est suivie sont équipés d'une base de référence dynamique (BRD) ayant au moins trois diodes électroluminescentes (DEL) ou de sphères réfléchissantes pour former le repère local par produit vectoriel. Le capteur de position est équipé de deux caméras entourées de lampes infrarouges et arrive à distinguer les marqueurs, car ils



émettent ou renvoient beaucoup plus de rayonnement de cette longueur d'onde que l'environnement. La position 3D des marqueurs est calculée par un principe de stéréotriangulation des deux images 2D obtenues par deux points de vue, puis les transformations géométriques rigides 3D des références dynamiques. Une autre méthode basée sur les capteurs optiques est de suivre des formes géométriques connues avec des caméras avec des capteurs de lumière visible par l'œil, pour un système de navigation plus abordable (Clarke, Deakin, Nicol, & Picard, 2010; De Siebenthal, Grützner, Zimolong, Rohrer, & Langlotz, 2004). L'inconvénient principal de ces systèmes de navigation basés sur les capteurs optiques est la nécessité d'avoir un champ de vision libre entre le capteur et les DRF pour fonctionner, ce qui peut être critique pour certaines chirurgies.

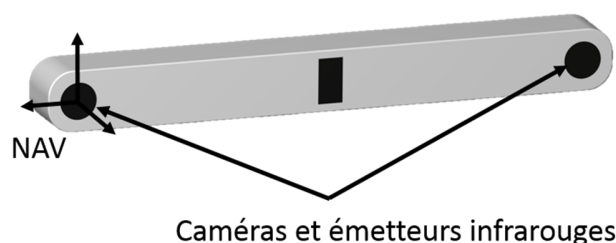


Figure 2.31 Représentation du capteur optique d'un système de navigation

Les systèmes magnétiques quant à eux n'ont pas besoin d'un champ de vision libre pour capter la position des objets. Ils fonctionnent en émettant un champ magnétique uniforme près de l'OC et en détectant les perturbations causées par des instruments équipés de bobines qui mesurent le champ magnétique et donnent ainsi la position de celles-ci en 3D. Malheureusement, le champ magnétique est très facilement perturbé par des objets métalliques et limite beaucoup la précision des mesures (Mac-Thiong et al., 1999; Meskers, Fraterman, Van Der Helm, Vermeulen, & Rozing, 1999; Wagner et al., 2002). Une autre technique qui n'est pas limitée par le champ de vision est d'équiper les outils d'accéléromètres, mais certaines limitations persistent, comme la difficulté de prendre des mesures en translation et la faible précision comparé aux systèmes optiques (Huang, Copp, & Bugbee, 2015; Nam, Cody, Nguyen, Figgie, & Mayman, 2014; Pflugli et al., 2016; Walti, Jost, & Cattin, 2014).

### 2.4.4 Référencement

Lors de la chirurgie, les mouvements de l'OC par rapport à ceux du navigateur doivent être compensés pour que les mesures de position du navigateur restent précises. L'OC doit être lié au navigateur d'une certaine manière, soit en bloquant les deux ensemble physiquement comme avec les systèmes robotiques qui sont rigidement connectés, ou en attachant rigidement une référence dynamique suivie sur l'anatomie à opérer. Dans le cas d'un système à capteur optique utilisé pour une chirurgie d'AVBT, une référence dynamique ayant des marqueurs réfléchissants est fixée à une vertèbre (Joshi et al., 2018) ou à la crête iliaque (Miyaji & Parent, 2018) à l'aide d'une pince ou d'un clou. La référence dynamique de l'OC doit être fixée le plus rigidement et le plus près de la région d'intérêt possible tout au long de la manœuvre, car la précision peut être sévèrement affectée dans le cas contraire (Scheufler, Franke, Eckardt, & Dohmen, 2011; Van De Kelft, Costa, Van Der Planken, & Schils, 2012).

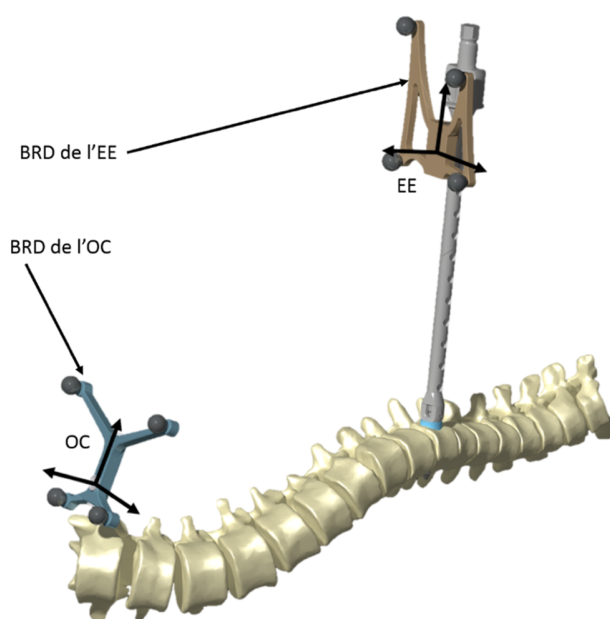


Figure 2.32 Exemple de référence dynamique pour permettre d'accommoder les déplacements relatifs entre l'OC et le navigateur durant une chirurgie

## **2.5 Synthèse de la revue de littérature**

La chirurgie d'AVBT est une solution innovante pour le traitement de la scoliose. La correction s'effectuant en partie avec la croissance, il est difficile de prédire les résultats à long terme de cette intervention. Le MÉF aide présentement les chirurgiens à planifier la chirurgie d'AVBT, mais prend en compte des données préopératoires en entrée uniquement et ne permet pas le transfert de tous les paramètres d'instrumentation vers la planification chirurgicale qui est effectuée par le chirurgien. Les technologies de navigation chirurgicale intraopératoire sont utiles pour guider l'AVBT, mais ne sont pas utilisés pour guider la planification préopératoire basée sur le MÉF.

## **CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET ET OBJECTIFS**

### **3.1 Rationnelle de projet**

Tel que présenté dans le chapitre précédent, l'AVBT est une nouvelle chirurgie innovante pour traiter la scoliose, par son approche minimalement invasive et par l'utilisation ingénieuse de la modulation de croissance sans faire d'arthrodèse. Les premiers suivis postopératoires sont prometteurs, mais les résultats à long terme sont difficiles à prédire et ne sont pas encore bien documentés. Le MÉF personnalisé pour la simulation de la chirurgie AVBT apporte la possibilité de planifier et permettre au chirurgien de choisir la configuration d'implants optimale au stade préopératoire, en évaluant les résultats de simulation pour différents paramètres. Cependant, cette planification se base uniquement sur des informations préopératoires et ne prend pas en compte les changements intraopératoires comme le positionnement du patient, la trajectoire finale des implants et de la correction de la courbe induite par le serrage du câble. Les manipulations chirurgicales telles l'insertion des vis et le serrage du câble demeurent ainsi empiriques à ce jour. Pour que la simulation inclue les paramètres optimaux telles les trajectoires des vis ainsi que la tension dans le câble, le MÉF doit prendre en compte ces changements. De plus, pour que ces manœuvres précises soient exécutées en salle opératoire, un système de guidage des manœuvres doit d'abord être mis en place.

Les systèmes de navigation chirurgicale sont utilisés pour guider les chirurgies, en recalant la planification chirurgicale et l'OV sur le patient et en guidant les manœuvres pour aider à l'exécution de ce plan. Pour l'AVBT, le système de navigation StealthStation i7 (Medtronic, Minneapolis, USA) est utilisé par certains chirurgiens pour guider le placement des ports thoracoscopiques ou le taraudage des trous avec une acquisition CBCT faite avec l'O-arm (Medtronic, Minneapolis, USA). Les images de CBCT sont directement recalées sur le patient intraopératoirement et pourraient donner les informations nécessaires à la mise à jour de la planification préopératoire basée sur la simulation et la recaler elle aussi sur l'OC. Le MÉF pourrait alors être un OV supplémentaire aux images CBCT, en ajoutant ainsi le comportement biomécanique et la planification chirurgicale au système de navigation. Cette intégration

permettant ainsi le développement d'un système de guidage pour l'insertion des implants et du serrage du câble pour l'AVBT est l'objet de ce projet de maîtrise.

## 3.2 Objectifs

L'objectif général de ce projet est *d'intégrer le modèle biomécanique du rachis personnalisé au système de navigation chirurgicale intraopératoire pour la chirurgie d'instrumentation AVBT grâce à une technique de recalage exploitant le même modèle*. Plus spécifiquement, l'objectif général se sépare en deux objectifs spécifiques qui suivent :

**O1 :** Recaler le MÉF personnalisé préopératoire sur le patient en position décubitus latéral intraopératoire.

**O1a :** Concevoir une méthode de recalage flexible de la géométrie du MÉF sur les images de CBCT intraopératoires qui exploite le modèle biomécanique de la colonne vertébrale.

**O1b :** Valider la méthode de recalage flexible sur des données rétrospectives de patients instrumentés AVBT.

**O2 :** Mettre à jour la position intraopératoire réelle des vis dans le MÉF.

**O2a :** Concevoir une méthode de mise à jour de la vraie position des vis dans le MÉF.

**O2b :** Valider la méthode d'actualisation des positions des vis dans le MÉF.

## 3.3 Organisation du mémoire

Les deux objectifs étant des composants d'un même système de navigation, ils sont situés dans une ligne du temps présentée à la Figure 3.1, qui sépare les étapes préopératoires, d'initialisation de la chirurgie et de correction de la courbe. Les étapes préopératoires ainsi que le recalage du MÉF sur les images CBCT sont le sujet d'un article qui est présenté au chapitre 4. Le chapitre 5 décrit la méthode d'acquisition des positions intraopératoires des vis pour l'utilisation par le MÉF. La discussion sur l'ensemble du projet se retrouve au chapitre 6, suivi par la conclusion au chapitre 7. Un logiciel nommé SimNav a été développé spécifiquement pour l'implémentation des méthodes de recalage et de mise à jour du plan intraopératoire et est le sujet de l'annexe A

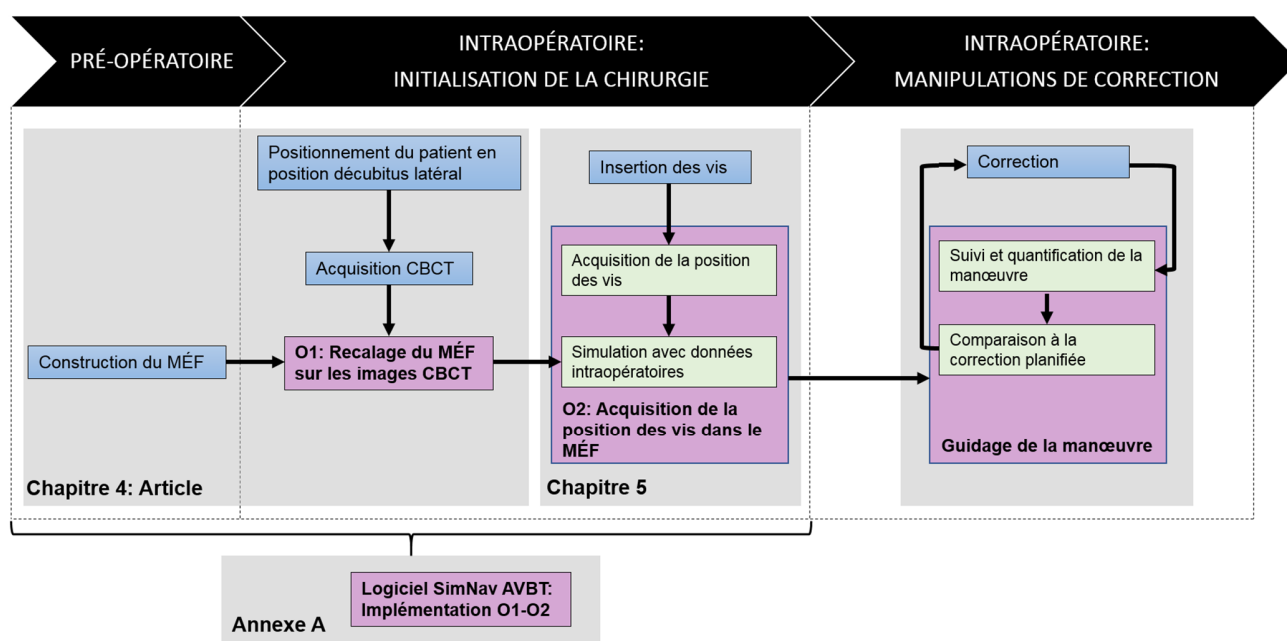


Figure 3.1 Diagramme des objectifs spécifiques placés dans le temps pour une intervention AVBT

## **CHAPITRE 4    ARTICLE 1: BIOMECHANICALLY DRIVEN INTRAOPERATIVE SPINE REGISTRATION DURING NAVIGATED ANTERIOR VERTEBRAL BODY TETHERING**

### **4.1 Présentation de l'article**

L'article porte sur le recalage d'un MÉF personnalisé sur les images de CBCT intraopératoires du patient. La méthode proposée consiste à construire un MÉF personnalisé avec la reconstruction 3D préopératoire du rachis, puis de générer la planification chirurgicale en simulant la chirurgie. Puis, intraopératoirement, des images de CBCT du patient en position décubitus latéral sont acquises avant qu'un algorithme de segmentation automatique (conçu et exécuté par Dejan Knez) génère les modèles 3D des vertèbres sur lesquelles le MÉF est recalé. Le recalage se fait en deux étapes : un alignement global rigide de la colonne vertébrale en recalant une vertèbre du MÉF sur le modèle 3D du CBCT correspondant, puis en effectuant une simulation de recalage qui applique des déplacements à certains niveaux vers ceux correspondants dans les images CBCT.

La méthode a été validée sur des données rétrospectives de 18 cas scoliotiques ayant subi une chirurgie d'AVBT. Les données utilisées étaient les images CBCT intraopératoires, les reconstructions 3D et les MÉF calibrés pour chaque patient. La validation a permis de caractériser la précision du recalage.

Cet article, intitulé *Biomechanically Driven Intraoperative Spine Registration during Navigated Anterior Vertebral Body Tethering*, a été soumis en novembre 2018 pour publication au journal *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la rédaction de cet article.

## 4.2 Article Scientifique: Biomechanically Driven Intraoperative Spine Registration during Navigated Anterior Vertebral Body Tethering

*Submitted to International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*

Hugo Jobidon-Lavergne<sup>1</sup>, Samuel Kadoury<sup>1,3</sup>, Dejan Knez<sup>2</sup>, Carl-Éric Aubin<sup>1,3</sup>

1 - Polytechnique Montréal, Montréal, Qc, Canada

2 - University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia

3 - Sainte-Justine University Hospital Center, Qc, Canada

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.

Full Professor

Canada Research Chair in Orthopedic Engineering and NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics

Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering

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

E-mail : [carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Phone: 1 (514) 340-4711 ext. 2836; Fax 1 (514) 340-5877.

Email addresses for all authors:

[hugo.jobidon@gmail.com](mailto:hugo.jobidon@gmail.com)

[samuel.kadoury@polymtl.ca](mailto:samuel.kadoury@polymtl.ca)

[dejan.knezz@gmail.com](mailto:dejan.knezz@gmail.com)

[carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:carl-eric.aubin@polymtl.ca)

ORCID:

Samuel Kadoury: [0000-0002-3048-4291](https://orcid.org/0000-0002-3048-4291)

Carl-Éric Aubin: [0000-0003-2374-008X](https://orcid.org/0000-0003-2374-008X)



## 4.3 Abstract

**Purpose:** To develop and validate a new method registering a preoperatively constructed patient-specific finite element model (FEM) aimed to plan and assist vertebral body tethering (AVBT) of scoliotic patients, to intraoperative Cone Beam Computed Tomography (CBCT) during navigated AVBT procedures.

**Methods:** Prior to surgery, the 3D reconstruction of the patient's spine was obtained using biplanar radiographs, from which a patient-specific FEM was derived. The surgical plan was generated by first simulating the standing to intraoperative decubitus position change, followed by the AVBT correction techniques. Intraoperatively, a CBCT was acquired and an automatic segmentation method generated the 3D model for a series of vertebrae. The registration was initialized by a rigid registration of one vertebra of the FEM to its corresponding segmentation on the CBCT images. A multi-level registration simulation using the FEM and the targeted positions of the corresponding reconstructed vertebrae from the CBCT allows to refine the alignment between modalities. The method was tested with 18 scoliotic cases with a mean thoracic Cobb angle of  $47^\circ$  (SD  $7^\circ$ ) having already undergone AVBT procedures.

**Results:** The residual translation error of the registered FEM vertebrae to the segmented CBCT spine was  $1.4 \pm 1.2\text{mm}$ , while the residual orientation error was  $2.7 \pm 2.6^\circ$ ,  $2.8 \pm 2.4^\circ$  and  $2.5 \pm 2.8^\circ$  in the frontal, sagittal, and transverse planes, respectively. The average surface-to-surface distance was  $1.5 \pm 1.2\text{mm}$ . The registration process took on average  $204 \pm 25\text{s}$ .

**Conclusion:** The proposed method is a first attempt to use a patient-specific biomechanical FEM for the navigation of AVBT, allowing to optimize surgical strategies and screw placement during surgery.

**Keywords:** Computer aided orthopaedic surgery, patient-specific finite element model, anterior vertebral body tethering

## 4.4 Introduction

For the correction of progressive pediatric scoliosis, growth modulation devices are used to control and correct the spine deformity using the remaining growth potential of the vertebrae while allowing spine mobility and growth (Driscoll, Aubin, Moreau, & Parent, 2011). Anterior vertebral body tethering (AVBT) is a novel fusionless approach that uses compressive forces on the convex side of the scoliotic spine, which enable the modulation of the vertebral growth to gradually correct the spine deformation (Cunin, 2015a; Miyanji & Parent, 2018). Using an antero-lateral approach, screws are inserted on the lateral side of the vertebral bodies on the convex side of the curve and are compressed with a flexible cable (Samdani et al., 2015). Intraoperative tensioning of the cable partially corrects the curvature and after the surgery, the compressive forces on the convex side induce growth modulation based on the Hueter-Volkman principle, which describe the reduction of the growth rate of bony structures under compressive load, to further correct the spine (I. A F Stokes, 2007). Recent approaches based on finite element modeling (FEM) demonstrated the capability to preoperatively plan and predict the correction and the growth modulation over 2 years within 3° of Cobb angle accuracy (Cobetto et al., 2017; Cobetto, Parent, et al., 2018).

The construction of a FEM typically uses preoperative biplanar radiographs, but the resulting spine correction simulation can differ from actual surgical results due to changes in the patient's positioning during surgery, screw trajectory and applied tension in the tether compared to the predicted parameters in the model. Furthermore, the integration of the preoperative plan with intraoperative imaging in the operating room is challenging and manoeuvres such as screw insertion and tether tensioning do not replicate the pre-operative plan, as they are done empirically by the surgeon. In order to eventually guide these manoeuvres using the FEM and improve the accuracy of predictions, the FEM's geometry should reflect the actual patient positioning with intraoperative data.

Image based navigation systems are used for spine surgery, including for scoliosis correction with enhanced precision and less invasive manoeuvres (T. Kotani et al., 2014; Y. Kotani et al., 2007; Tjardes et al., 2010). Using pre-operative or intra-operative images visualizing the target anatomy, a virtual spine model is derived to allow the planning of the surgery and be the background image during guidance of the end effectors (Zheng & Nolte, 2015). When based on pre-operative images

such as CT-scan or MRI (Cho et al., 2011; Martel et al., 1998), the virtual spine model needs to be registered to the anatomy during the surgery using different methods by identifying corresponding features in pre-operative and intra-operative spaces. This registration can be achieved by locating fiducials and surfaces on the target (Bächler et al., 2001; Besl & McKay, 1992) or by matching a 2D projection of the 3D virtual model to intra-operative 2D C-arm fluoroscopy or ultrasound images (Zheng et al., 2007). The registration process derived from intraoperative images such as a 3D CBCT acquisition is directly achieved by tracking the position of the target anatomy and imaging machine using the navigator sensors. The navigator provides the global coordinate system (GCS) in which the rigid geometric transforms of the different objects are expressed and can track dynamic reference frame (DRF) attached to each object. In the case of optical systems, the DRFs are equipped with infrared emitting diodes or reflecting spheres and are tracked in 3D with two infrared cameras. In the case of an AVBT surgery, a CBCT based, optical navigation system can be used to guide the thoracoscopic port placement with a navigated probe and a DRF rigidly attached to the patient's hip to accommodate relative displacements between the navigator and target (Zheng & Nolte, 2015).

Semi-automatic surface-to-image registration approaches were proposed to fuse pre-operative images with 2D fluoroscopy by regularizing local image-based vertex displacement estimates (Castro-Mateos et al., 2015; Rasoulia et al., 2013; Seitel et al., 2015) but were designed for single level fusion. Global approaches on the other hand used concepts based on articulated models (Kadoury et al., 2013) or vertebral level localization tools as constraints during the registration process (De Silva et al., 2016), in order to fuse pre-operative imaging with CBCT. However, these approaches were solely driven by image data and did not incorporate any prior knowledge on physiological constraints derived from the spine's biomechanical properties.

In this context, the patient-specific FEM could be considered as a complementary virtual target anatomy, providing biomechanical information to the navigation system, along with the geometric information provided by the CBCT images. To the best of our knowledge, no prior work has integrated the above-mentioned FEM to an image-based navigation system based on biomechanical spine properties by performing a registration to the target anatomy intraoperatively. The objectives of this study were to develop and validate a multi-level registration method to accurately align a preoperatively constructed patient-specific biomechanical FEM to the intraoperative Cone Beam

Computed Tomography (CBCT) acquired following lateral decubitus positioning during navigated AVBT procedures.

## 4.5 Materials and Methods

In order to intra-operatively register the pre-operative surgical planning for AVBT, the proposed workflow consists of five steps performed both prior and during surgery (Figure 4.1). The preoperative steps are: (A) construction of a patient-specific FEM and (B) the generation of the AVBT preoperative plan by simulation of standing to intraoperative lateral decubitus patient positioning and surgery manoeuvres. Intra-operatively, the method will: (C) perform the automatic vertebral segmentation of the intraoperative CBCT images acquired after the lateral decubitus positioning, (D) initialize the registration by a global alignment of the FEM to the segmented CBCT, (E) perform a multi-level registration using FEM simulation. Once the geometries are aligned, (F) the AVBT plan is updated by simulating the correction manoeuvres with the registered FEM.

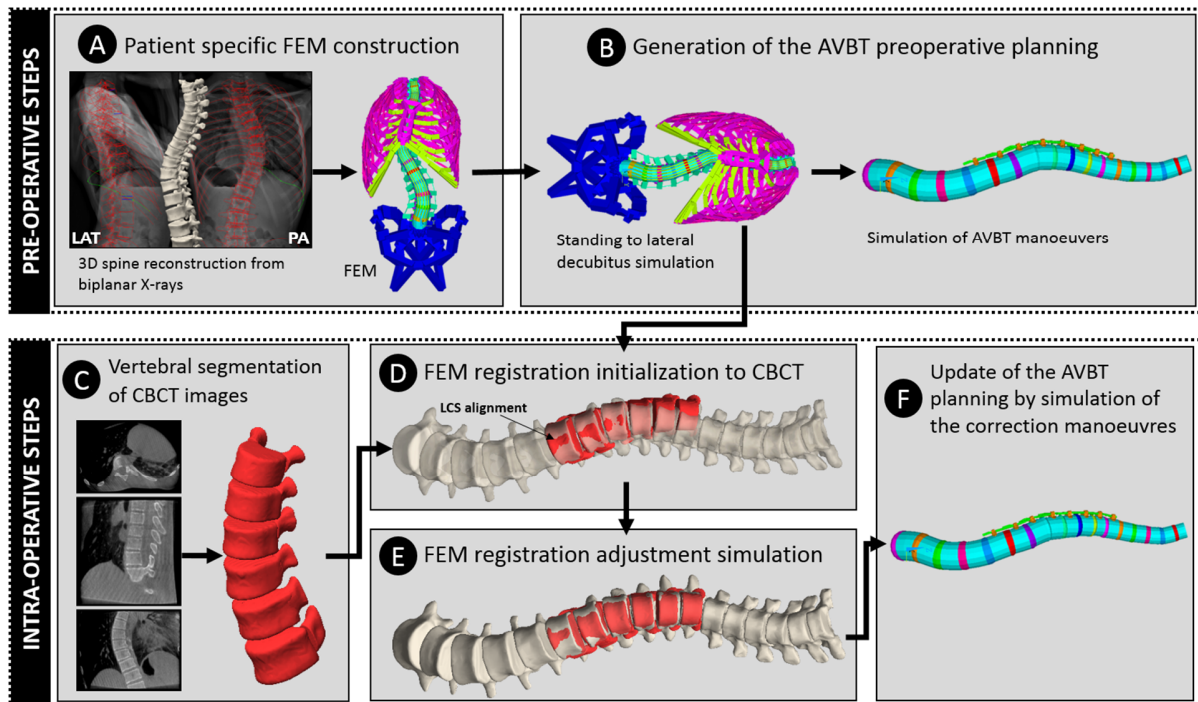


Figure 4.1 Workflow of the proposed intraoperative spine registration method for AVBT procedures using FEM simulation for updating the preoperative surgical plan

## **4.5.1 Patient-specific finite element modeling of the spine**

### **4.5.1.1 Pre-operative 3D spine reconstruction from biplanar x-rays**

Prior to surgery, calibrated biplanar radiographs (coronal and lateral) of scoliotic cases were acquired in the standing position. The 3D reconstruction of the pelvis, rib cage and spine are obtained using a statistical model (Figure 4.1(A)), yielding a set of 22 anatomical landmarks in 3D for each vertebra with their position finely adjusted manually by an expert (Humbert et al., 2009; Pomero et al., 2004). From those landmarks, a highly detailed 3D surface model (~5000 vertices and ~9000 faces) of each vertebra was generated using a surface interpolation kriging algorithm and the anatomical landmarks (Trochu, 1993).

### **4.5.1.2 FEM construction**

Using the reconstructed 3D landmarks, a patient-specific FEM was built in Ansys 14.5 software package (Ansys Inc., Canonsburg, PA). The anatomic structures include the thoracic (T1-T12) and lumbar vertebrae (L1-L5), as well as intervertebral discs, ribs, sternum, costal cartilage, pelvis and ligaments. The 3D structural elements of the FEM were defined as solid elements to represent the vertebral bodies, epiphyseal growth plates and intervertebral discs, beam elements for the posterior vertebral elements, ribs, sternum, costal cartilage and pelvis, and tension-only spring elements for the vertebral ligaments and intercostal ligaments (Figure 4.1(A)). The mechanical properties of the structural elements was taken from published cadaveric studies (Boudreault, 1994; Chazal et al., 1985; Martin, 1990; Panjabi et al., 1976; Pezowicz & Glowacki, 2012) and the flexibility of the patient was then personalized using the coronal radiograph of a traction test (M. E. Lamarre et al., 2009) made the same day as the biplanar radiographs. The FEM also included the growth simulation based on the stress response on the growth plates for up to 24 months (Cobetto et al., 2017; Cobetto, Aubin, et al., 2018; Cobetto, Parent, et al., 2018; I. A F Stokes, 2007; Ian A.F. Stokes et al., 2006; Villemure et al., 2002).

## **4.5.2 Generation of AVBT preoperative planning**

### **4.5.2.1 Standing to intra-operative lateral decubitus patient positioning simulation**

Because the initial FEM describes the patient's spine in the standing position, the transition to the intraoperative lateral decubitus positioning was simulated (Cobetto, Aubin, et al., 2018) prior to surgery (Figure 4.1(B)). Forces were applied upwards to cancel gravity in the standing position and lateral forces were added to simulate the weight of the patient with the concave side of the curve facing the operating table. These forces were determined according to the patient's weight (Pearsall et al., 1996) and applied to individual vertebral bodies. To simulate the contact with the table, the ribs in contact with it were blocked in the vertical direction and the pelvis was blocked in all directions.

### **4.5.2.2 Implant configuration planning**

In order to plan the surgery, several implant configurations with different tether tensions were tested by simulating the AVBT manoeuvres and growth. Following the simulations from each configuration, a single one was chosen by the surgeon upon examination of the results and used for intra-operative fusion (Cobetto et al., 2017).

## **4.5.3 Vertebral segmentation from CBCT**

Once the patient was placed in a lateral decubitus position for surgery, a CBCT was acquired (Figure 4.1(C)) with the O-arm system (Medtronic Navigation, Louisville CO, USA). During the acquisition, the patient's DRF and O-arm were tracked from the navigation system's cameras (Nolte & Beutler, 2004). The modeling of vertebral structures in 3D of each vertebra was then obtained with an automatic segmentation algorithm (Figure 4.2).

The method of modeling of vertebral structures in three-dimensional (3D) is based on the superquadric approach (Barr, 1981), and limited to vertebral bodies and the corresponding pedicles. Superquadrics are a family of geometrical shapes that are defined by the inside-outside function:

$$M(\mathbf{x}) = \left( \left( \frac{x}{A_1} \right)^{\frac{2}{\epsilon_2}} + \left( \frac{y}{A_2} \right)^{\frac{2}{\epsilon_2}} \right)^{\frac{\epsilon_2}{\epsilon_1}} + \left( \frac{z}{A_3} \right)^{\frac{2}{\epsilon_1}}, \quad (1)$$

where an arbitrary point  $\mathbf{x} = (x, y, z) \in R^3$  in the 3D Cartesian space can be located inside ( $M(\mathbf{x}) < 1$ ), outside ( $M(\mathbf{x}) > 1$ ) or on the superquadric surface ( $M(\mathbf{x}) = 1$ ), while parameters  $A_1$ ,  $A_2$  and  $A_3$  control the size along  $x$ ,  $y$  and  $z$  axis, respectively, and parameters  $\epsilon_1$  and  $\epsilon_2$  define the edge smoothness. A more detailed shapes of the superquadric can be obtained by adding rigid or non-rigid deformations to  $M(\mathbf{x})$  (Knez et al., 2016).

Modeling of vertebral bodies in 3D is based on the superquadric, which is initially represented in the form of an elliptical cylinder  $V_{init}(\mathbf{x})$  (Knez et al., 2016) at a manually placed point close to the actual vertebral body center:

$$V_{init}(\mathbf{x}) = \left( \frac{x^2 + y^2}{R_v(\theta)^2} \right)^{10} + \left( \frac{z}{H_v} \right)^{20}, \quad (2)$$

where  $H_v$  was its half-size and  $\theta = \arctan(x/y)$  is the radial angle, which with the semi-major axis  $A_v$  and the semi-minor axis  $B_v$  defines radius  $R_v(\theta)$ :

$$R_v(\theta) = \frac{A_v B_v}{\sqrt{(A_v \sin \theta)^2 + (B_v \cos \theta)^2}}. \quad (3)$$

A more detailed shape  $V_{def}(\mathbf{x}) = \mathcal{T}_v(V_{init}(\mathbf{x}))$  of the vertebral body is obtained by introducing 22 additional parameters, which represent specific 3D deformations of a vertebral body (Knez et al., 2016), such as:

- the shape of the elliptical cylinder at the location of the left pedicle, right pedicle, vertebral foramen and anterior part of the vertebral body
- the concavity of the vertebral body wall at its anterior part and at the vertebral foramen
- concavities and sagittal inclinations of vertebral endplates
- the increasing size and torsion of the vertebral body

Modeling of pedicles in 3D is based on the superquadric, which is also initially represented in the form of an elliptical cylinder  $P_{init}(\mathbf{x})$  (Knez et al., 2016) at the location of the left/right pedicle that is automatically obtained from the corresponding 3D vertebral body model  $V_{def}$  :

$$P_{init}(\mathbf{x}) = \left( \frac{x^2+z^2}{R_p(\vartheta)^2} \right)^{100} + \left( \frac{y}{L_p} \right)^{200}, \quad (4)$$

where  $L_p$  was its half-length and  $\theta = \arctan(\mathbf{z}/\mathbf{x})$  is the radial angle, which with the semi-major axis  $A_p$  and the semi-minor axis  $B_p$  defines radius  $R_p(\vartheta)$ :

$$R_p(\vartheta) = \frac{A_p B_p}{\sqrt{(A_p \sin \vartheta)^2 + (B_p \cos \vartheta)^2}}. \quad (5)$$

A more detailed shape  $P_{def}(\mathbf{x}) = \mathcal{T}_p(P_{init}(\mathbf{x}))$  of the pedicle is obtained by introducing 29 additional parameters, which represent specific 3D deformations of the pedicle (Knez et al., 2016), such as:

- the concavity of the pedicle wall
- the shape at pedicle tails
- the teardrop and kidney shape of the pedicle cross-section
- the torsion of the pedicle

Finally, the 3D vertebral body model  $V(\mathbf{x}) = \mathcal{R}_v(V_{def}(\mathbf{x}))$  and pedicle model  $P(\mathbf{x}) = \mathcal{R}_p(P_{def}(\mathbf{x}))$  are obtained through rigid transformations  $\mathcal{R}_v$  and  $\mathcal{R}_p$ , respectively, by aligning more detailed shapes of  $V_{def}(\mathbf{x})$  and  $P_{def}(\mathbf{x})$  obtained through transformations  $\mathcal{T}_v$  and  $\mathcal{T}_p$ , respectively, to the observed structures of interests in CBCT. The parameters of the composite deformation and rigid transformation ( $\circ$ ) are obtained by maximizing the following similarity criterion (Knez et al., 2016):

$$\left( \mathcal{R}_v \circ \mathcal{T}_v \right)_{\mathcal{R}_p \circ \mathcal{T}_p} = \arg \max_{\mathcal{R} \circ \mathcal{T}} ((\mathcal{C}_v \mathcal{C}_p) |_{\mathcal{R}, \mathcal{T} \rightarrow \{V(\mathbf{x}), P(\mathbf{x})\}}). \quad (6)$$



The first part  $\mathcal{C}_J$  of the similarity criterion is based on 3D image intensities and maximizes the difference between probability distributions of image intensities inside the 3D model, i.e. bone structures, and inside a region that surrounds the 3D model, i.e. soft tissues:

$$\mathcal{C}_J = \sqrt{1 - \sum_s \sqrt{p_{in}(s)p_{out}(s)}}, \quad (7)$$

where  $p_{in}$  and  $p_{out}$  were probability distributions of image intensities inside and outside the 3D model, respectively. The second part  $\mathcal{C}_G$  of the similarity criterion was based on 3D intensity gradients  $\mathbf{g}(\mathbf{x})$  and is used to maximize their agreement with corresponding 3D model outward-pointing surface normals  $\mathbf{n}(\mathbf{x})$  inside region  $\Lambda$ :

$$\mathcal{C}_G = \sum_{\mathbf{x} \in \Lambda} \left( \langle \mathbf{g}(\mathbf{x}), \mathbf{n}(\mathbf{x}) \rangle e^{\frac{-d(\mathbf{x})^2}{2\sigma_\Lambda^2}} \right), \quad (8)$$

where  $d(\mathbf{x})$  is the Euclidean distance from  $\mathbf{x}$  to the 3D model surface and  $\sigma_\Lambda$  is the standard deviation of  $\Lambda$ . To determine the optimal parameters of final 3D vertebral body model  $V(\mathbf{x})$  and pedicle model  $P(\mathbf{x})$ , the covariance matrix adaptation evolution strategy (CMA-ES) optimization method (Hansen & Ostermeier, 2001) is used, which has a global search behavior.

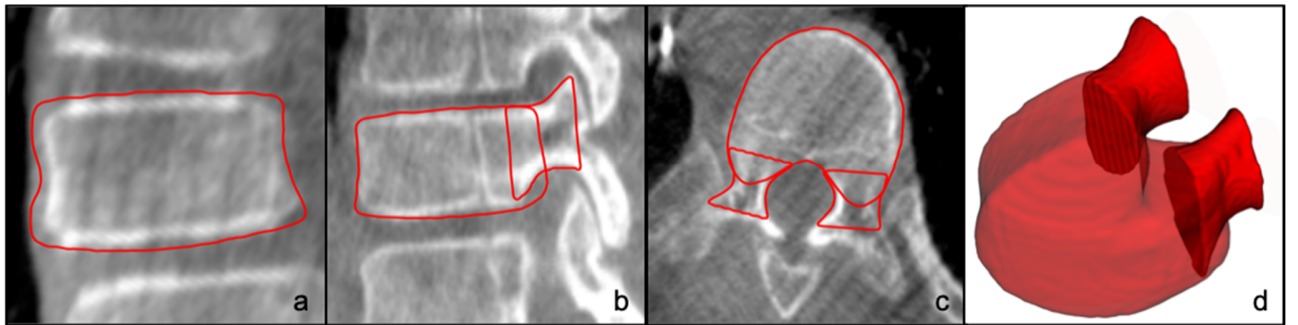


Figure 4.2 Resulting 3D model (in red) of T9 after the automatic segmentation algorithm for one of the surgical case of the cohort with slices of the CBCT in (a) the frontal, (b) lateral and (c) transverse planes, and (d) an isometric view of the 3D model alone

A local coordinate system (LCS)  $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$  for each segmented vertebra (Figure 4.3) is defined using the centers of the vertebral bodies endplates in the  $\bar{z}$  axis, the center of the pedicles for the  $\bar{y}$  axis and the vector product of  $\bar{y}$  and  $\bar{z}$  to obtain the  $\bar{x}$  axis (Ian A. F. Stokes, 1994). Anatomical landmarks necessary to define the LCS of the CBCT models are extracted from the vertebral body's endplates vertices using M-estimator SAmple Consensus (MSAC) algorithm (Torr & Zisserman, 1996), a variation of the random sample consensus (RANSAC) with a manually set estimation of the standard deviation between the inliers. This algorithm selects inlier and outlier points that fit on a plane with the maximum distance to the plane set to 0.3mm, for both endplates. The mean of the vertices position for each endplate is calculated to obtain the endplates centers. The mean vertices position of each pedicle is used as their centers.

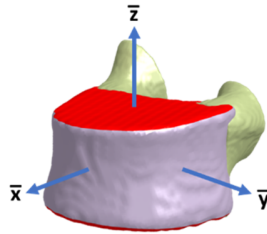


Figure 4.3 LCS of a segmented CBCT vertebra, with the vertebral bodies' endplates identified with the MSAC algorithm (red) and the pedicles (light green)

#### 4.5.4 FEM registration initialization

Automatic initialization is achieved with a global alignment of a surface model of the spine reconstructed from the FEM to the segmented CBCT images of the actual patient's spine. The surface model of the spine FEM is generated from surface interpolation methods based on the anatomical landmarks obtained from the standing to lateral decubitus patient positioning simulation, similar to the 3D reconstruction from biplanar radiographs (Trochu, 1993). A LCS for each vertebra in the FEM is defined with the same method applied to obtain the CBCT vertebrae LCS, using the previously defined landmarks. The global alignment is performed by rigidly registering the corresponding FEM geometry to the most distal vertebra on the segmented CBCT. The geometric transform used for the registration initialization is determined with the following procedure: (i) definition of two point clouds by choosing vertices on the surface of the vertebral

bodies and pedicles of the FEM surface model and segmented CT vertebrae, (ii) calculate and apply a rigid geometric transform to align the FEM LCS on the CBCT LCS, (iii) adjust global translation with an Iterative Closest Point (ICP) algorithm between the two cloud points (iv) apply resulting rigid geometric transform to all FEM geometries. The following describes these steps in detail:

#### 4.5.4.1 Point cloud definition

Each of the segmented vertebra from CBCT is separated in three regions: two pedicles and one vertebral body (Figure 4.4a). These regions intersect at the posterior part of the pedicles and closed with flat faces. To obtain the CBCT point cloud representing the vertices on the outside of the vertebral body and pedicles only, the intersecting points with an adjacent object and on the posterior flat face of the pedicles are identified (Figure 4.4c) and eliminated from the initial point cloud grouping the vertices of all three objects (Figure 4.4b). The identification is made by using the previously described MSAC algorithm to detect vertices on the posterior artificial flat faces of the pedicles and by detecting if a vertex was inside one of the enclosed triangulated volumes using the surface normal vectors of each object, an algorithm described in (Holcombe, 2015). The identified points are then eliminated from the original point cloud (Figure 4.4d).

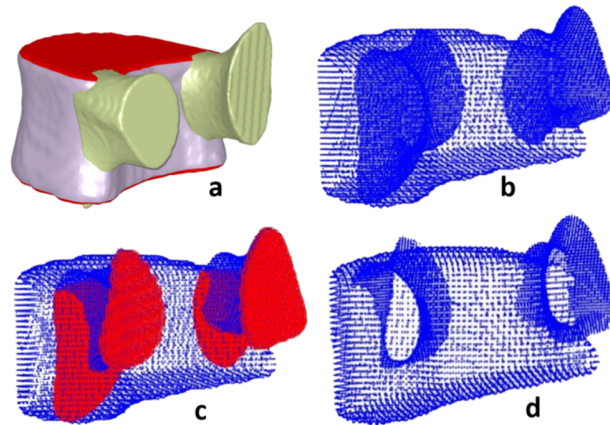


Figure 4.4 Definition of the point cloud for the distal segmented CBCT vertebra with: (a) the three enclosed objects; (b) initial point cloud including all vertices of the three objects combined; (c) identification of the points to be removed; (d) final point cloud

The point cloud of the corresponding 3D reconstructed FEM vertebra is defined by selecting the vertices that are on the anterior side of a plane defined by anatomical landmarks (from the intraoperative positioning simulation result) on the posterior elements (Figure 4.5).

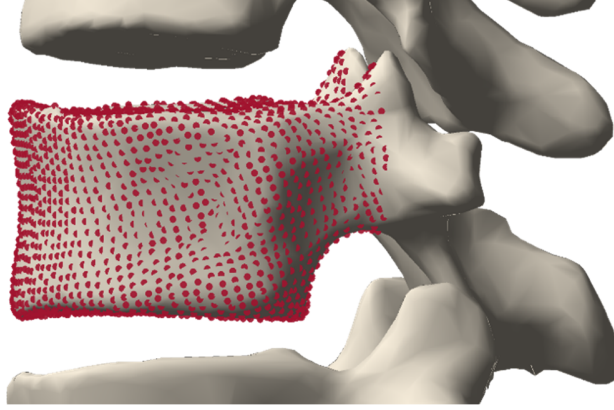


Figure 4.5 Definition of the FEM point cloud

#### 4.5.4.2 Alignment of the FEM LCS on the CBCT LCS

To align the corresponding FEM LCS to the distal CBCT LCS, the rigid geometric transform  $T_{LCS_{FEM} \rightarrow LCS_{CBCT}}$  is obtained using an affine transform matrix from the GCS to the LCS for both the FEM and CBCT vertebrae such that:

$$T_{GCS \rightarrow LCS_{FEM}} = \begin{pmatrix} x_{\bar{x}} & y_{\bar{x}} & z_{\bar{x}} & 0 \\ x_{\bar{y}} & y_{\bar{y}} & z_{\bar{y}} & 0 \\ x_{\bar{z}} & y_{\bar{z}} & z_{\bar{z}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{FEM}, \quad (9)$$

$$T_{GCS \rightarrow LCS_{CBCT}} = \begin{pmatrix} x_{\bar{x}} & y_{\bar{x}} & z_{\bar{x}} & 0 \\ x_{\bar{y}} & y_{\bar{y}} & z_{\bar{y}} & 0 \\ x_{\bar{z}} & y_{\bar{z}} & z_{\bar{z}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{CBCT}, \quad (10)$$

and using the inverse of  $T_{GCS \rightarrow LCS_{FEM}}$  to map the FEM point cloud onto the segmented CBCT model:

$$T_{LCS_{FEM} \rightarrow LCS_{CBCT}} = T_{GCS \rightarrow LCS_{FEM}}^{-1} T_{GCS \rightarrow LCS_{CBCT}}. \quad (11)$$

#### 4.5.4.3 Final point cloud alignment

Both point cloud sets are then aligned using an ICP approach that minimizes the distance between all matched points. The algorithm is used with the point to plane error metric (Low, 2004), with  $\mathbf{s}_i = (s_{ix}, s_{iy}, s_{iz}, 1)^T$  as a point of the surface of the 3D reconstructed FEM vertebra,  $\mathbf{d}_i = (d_{ix}, d_{iy}, d_{iz}, 1)^T$  as the corresponding point of the CBCT surface model vertebra and  $\mathbf{n}_i = (n_{ix}, n_{iy}, n_{iz}, 1)^T$  as the unit normal vector of the plane at  $\mathbf{d}_i$  (using six neighbor points to fit the plane):

$$\mathbf{M}_{\text{opt}} = \arg \min_{\mathbf{M}} \sum_i ((\mathbf{M} \cdot \mathbf{s}_i - \mathbf{d}_i) \cdot \mathbf{n}_i)^2, \quad (12)$$

where  $\mathbf{M}_{\text{opt}}$  was the optimal rigid geometric transform. The tolerance between each iteration was 0.01mm in translation and  $0.09^\circ$  in rotation before the optimization loop was stopped.

The resulting rigid geometric transform ( $\mathbf{T}_{\text{GlobalFEM} \rightarrow \text{CBCT}}$ ) is obtained by combining the LCS alignment and the point cloud alignment with:

$$\mathbf{T}_{\text{GlobalFEM} \rightarrow \text{CBCT}} = \mathbf{T}_{\text{LCSFEM} \rightarrow \text{LCS}_{\text{CBCT}}} \cdot \mathbf{M}_{\text{opt}}. \quad (13)$$

which is then applied to all the 3D reconstructed FEM geometries to achieve the global alignment of the spine (Figure 4.1(D)).

#### 4.5.5 Multi-level registration through FEM simulation

The patient lateral decubitus positioning adjustment of the FEM to account for the actual intraoperative geometry is determined by a multi-level registration simulation. The boundary conditions of the FEM simulation are: (1) a non-displacement constraint on the FEM's distal adjacent segment (Figure 4.6a), (2) a rigid link between the vertebrae of the FEM's proximal adjacent segment (Figure 4.6b) and (3) displacements to levels corresponding to segmented CBCT vertebrae.

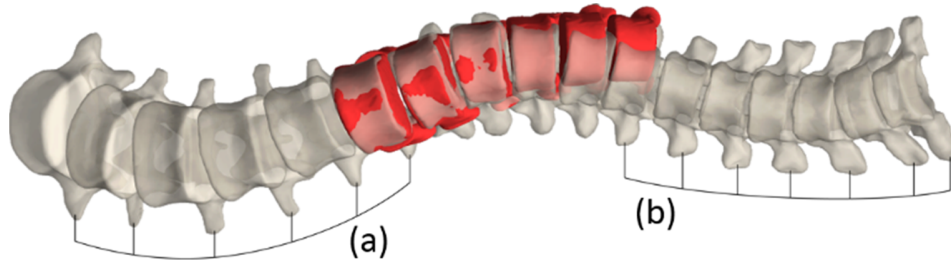


Figure 4.6 Identification of the (a) distal and (b) proximal adjacent FEM segments to the segmented CBCT vertebrae

The proximal adjacent segment is defined as T1 down to the corresponding proximal vertebra in the CBCT. The distal adjacent segment is composed of L5 up to the corresponding distal CBCT vertebra. The number and levels of displaced vertebrae are chosen according to the number of segmented levels in the CBCT images (Table 4.1).

**Table 4.1** Displaced levels during the multi-level registration simulation according to the number of segmented CBCT vertebrae. The first level was the most cranial visible level in the segmented CBCT vertebrae.

$N_{\text{segmented}}$	$N_{\text{displaced}}$	Displaced levels
5	2	1 <sup>st</sup> level (cranial), 3 <sup>rd</sup> caudal level
6	3	1 <sup>st</sup> level (cranial), 3 <sup>rd</sup> caudal level, 4 <sup>th</sup> caudal level
7	3	1 <sup>st</sup> level (cranial), 3 <sup>rd</sup> caudal level, 5 <sup>th</sup> caudal level

The 3D displacements ( $D$ ) are applied to each vertebral body and pedicles centers and are obtained by subtracting the coordinates of the initial point ( $P$ ) to the coordinates of the transformed point ( $P'$ ) using the rigid geometric transform  $T_{\text{LCS}_{\text{FEM}} \rightarrow \text{LCS}_{\text{CBCT}}}$  of the targeted vertebrae, obtained with the same method as the LCS alignment of the registration initialization:

$$D = P'(x, y, z) - P(x, y, z), \quad (14)$$

where

$$P'(x, y, z) = T_{LCS_{FEM} \rightarrow LCS_{CBCT}} P(x, y, z). \quad (15)$$

After the boundary conditions are defined, the FEM is then solved (Figure 4.1(E)).

### 4.5.6 Updated AVBT simulation

The AVBT surgery simulation is solved using as input the intraoperatively solved multi-level registration simulation results, as opposed to using the preoperatively simulated lateral decubitus positioning simulation.

The AVBT surgery simulation begins with the insertion of the screws on the lateral part of the vertebral bodies on the convex side of the curve. Screws are represented in the FEM with 3D beam elements with titanium as the material properties. The tether tensioning consists of four steps for each pair of screws, starting from the proximal levels going to the next caudal pair each time: (i) the tether is fixed to the most cranial screw of the two, (ii) a tension is applied to the tether towards the next caudal screw, (iii) the tether gets rigidly bounded to it and then (iv) the model is solved (Figure 4.1(F)).

After the tether is fixed to the last screw, the FEM geometry is positioned in the standing position again by elimination the lateral and upward forces, allowing to simulate the post-operative gravitational loads and growth. Additional details of the simulation process can be found in (Cobetto, Parent, et al., 2018).

## 4.6 Results

### 4.6.1 Patient data

A patient cohort of 18 pediatric scoliotic cases instrumented with AVBT to correct a thoracic curve of magnitude between 40°-65° and a Risser index between 0-1 was used to validate the proposed registration method. Each patient in the dataset had: 1) an FEM generated based on the screw insertion preoperative plan which was validated with a post-operative 3D reconstruction (Cobetto,

Parent, et al., 2018), and 2) an intraoperative O-arm CBCT acquisition of the thoracic spine taken during AVBT procedure. The CHU Sainte-Justine hospital's ethics committees had previously approved the use of the data and parents gave written consent before the surgery took place for each patient.

In the patient cohort, the number of segmented vertebrae in the CBCT images varied between 5 and 7, with a mean number of  $6.2 \pm 0.7$ , ranging from T5 to L1. The total number of segmented and registered vertebrae was 111.

#### 4.6.2 Registration initialization

Following the rigid transform to align the corresponding FEM vertebra to the distal CBCT segmented vertebra, the Euclidean distance between both point clouds matched by the ICP algorithm and between the landmarks was  $1.6 \pm 0.4\text{mm}$  and  $2.8 \pm 0.7\text{mm}$  on average, for vertebral body and pedicle centers, respectively, as shown in Figure 4.7. Examples of point cloud alignment of the distal vertebrae in the CBCT from seven patients of the cohort are also shown in Figure 4.10.

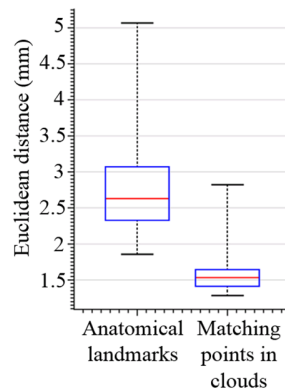


Figure 4.7 Boxplot of the Euclidean distance between the anatomical landmarks (vertebral body and pedicle centers) and points in both clouds that were matched during the ICP algorithm



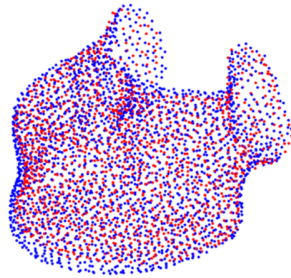


Figure 4.8 Distal segmented CBCT (blue) on the corresponding 3D reconstructed FEM (red) point clouds after the registration initialization step

#### 4.6.3 Multi-level registration through FEM simulation

The residual registration error measurements for all the vertebrae in all surgical cases, before and after the multi-level registration simulation, are reported in Table 4.2, with the mean, standard deviation, minimum (MIN) and maximum (MAX) values for the translation, orientation and surface to surface metrics. The translation error represents the Euclidean distance between the vertebral body and pedicle centers of the FEM and CBCT. The orientation error represents the angle between the corresponding FEM and CBCT vertebral LCS axes in the frontal, sagittal and transverse planes. The surface to surface distance represents the distance between all the segmented CBCT vertebra vertices to its nearest reconstructed FEM surface, after the multi-level registration simulation.

**Table 4.2** Residual registration error: translation (vertebral bodies (VB) and pedicles (P) centers), orientation of the LCS (in the sagittal (S), coronal (C) and transverse (T) planes) and surface to surface distance (CBCT vertices to FEM surface model), before and after the multi-level registration simulation for all 18 cases (111 vertebrae).

		Translation error (mm)		Orientation error (°)			Surface to surface distance (mm)
		VB	P	F	S	T	
<b>Before Multi-level registration simulation</b>	<b>MEAN</b>	8.6	8.5	4.5	6.2	6.2	-
	<b>SD</b>	6.2	6.3	4.6	5.14	5.5	-
	<b>MIN</b>	1.5	0.3	0.1	0.1	0.1	-
	<b>MAX</b>	28.6	29.7	26.3	20.7	26.8	-
<b>After multi-level registration simulation</b>	<b>MEAN</b>	1.4	2.9	2.7	2.7	2.5	1.52
	<b>SD</b>	1.2	1.2	2.6	2.3	2.8	1.2
	<b>MIN</b>	0	0.3	0.1	0	0	0
	<b>MAX</b>	3.8	7.8	14.6	11.9	11.8	9.3

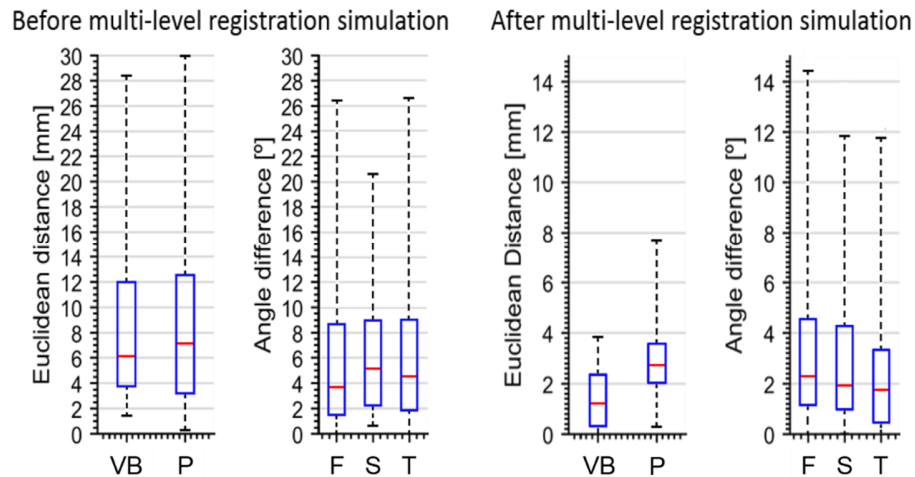


Figure 4.9 Box plot of the residual translation (for vertebral bodies (VB) and pedicles (P) centers) and orientation (in the sagittal (S), coronal (C) and transverse (T) planes) error before and after the multi-level registration simulation

The multi-level registration simulation decreased the average translation error by 7.2mm for the vertebral bodies and by 5.6mm for the pedicles. It also decreased the mean orientation error by an average of  $1.84^\circ$ ,  $3.47^\circ$  and  $3.71^\circ$  for the frontal, sagittal and transverse plane respectively (Table 4.2).

Visual results for the multi-level registration simulation for a subset of patients are shown in Figure 4.10, with an example of a registered surgical plan with the FEM screw trajectory shown in Figure 4.11.

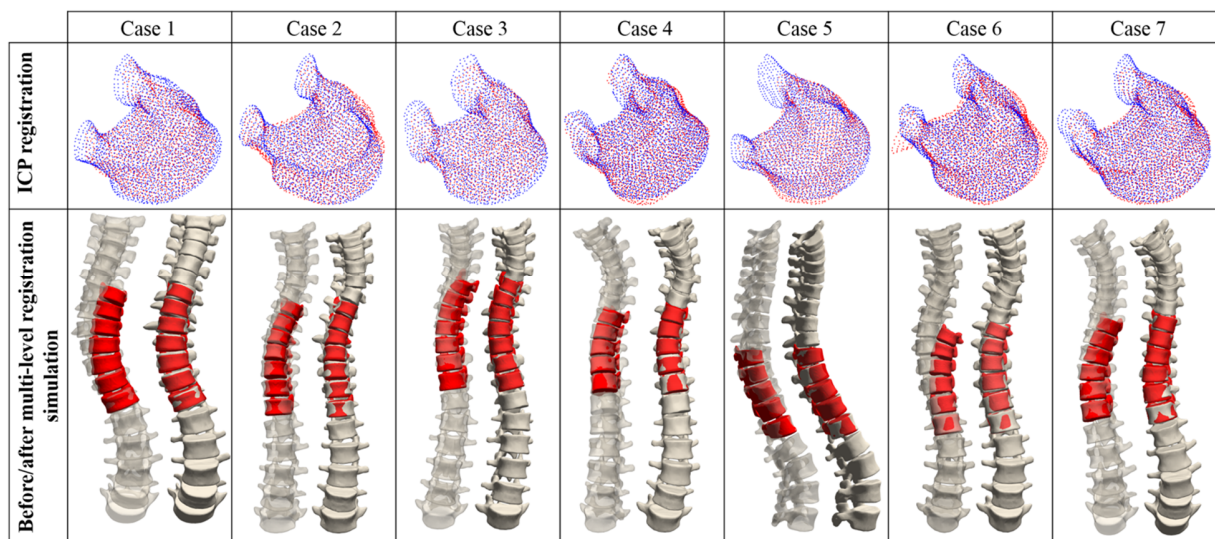


Figure 4.10 Visual results for 7 surgical cases: the distal segmented CBCT (blue) on the corresponding 3D reconstructed FEM (red) point clouds after the registration initialization step on the first row; before and after the multi-level registration simulation side-by-side on the second row

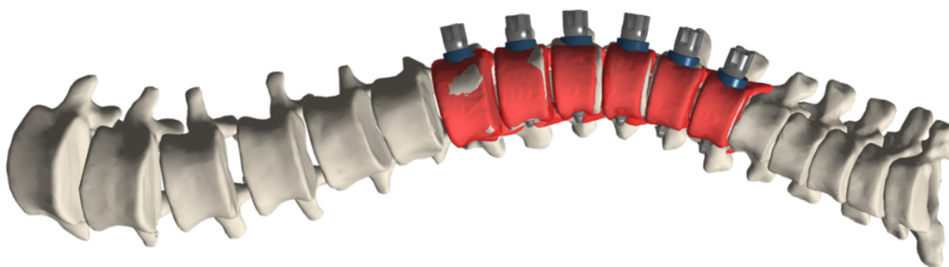


Figure 4.11 Registered surgical plan including the screw trajectory in the FEM for one case of the patient cohort

#### 4.6.4 Computational time of the registration process

The automatic registration method was implemented in Matlab R2017b (MathWorks Natick, MA, USA) and ANSYS 14.5 running on a server with dual Intel Xeon X5680 CPU at 3.33GHz and 96GB of RAM. The average time for the execution of the intraoperative automated registration routine including the generation of the 3D surface model of the lateral decubitus positioning simulation, registration initialization and the multi-level registration simulation for each patient was of 204s (SD 25s).

### 4.7 Discussion

This paper presents an original registration method allowing to integrate and update a patient-specific anterior vertebral body tethering (AVBT) surgical plan obtained prior to surgery, based on FEM to the intraoperative patient image for navigation purposes. The pre-operative 3D reconstructions of the spine necessary to build the FEM has mean reconstruction accuracy below 2mm, and orientation errors ranging between 2 and 4° in the frontal, sagittal, axial plane respectively, and average surface-to-surface error of 0.9mm when compared to CT scans (Humbert et al., 2009). The registration method has an accuracy similar to other systems registering a virtual plan based on preoperative data for image guided navigation, with a reported clinical utility of 2-3mm and of 4° to 7° in vertebral rotation (Rahmathulla, Nottmeier, Pirris, Deen, & Pichelmann, 2014). Our main contribution is the integration of a patient-specific FEM of the spine, which is used for intra-operative simulation, to a navigation system. The method is aimed for registering a preoperative model to intraoperative 3D data for spinal surgery applications and to our knowledge, this is the first 3D registration method dedicated for corrective spine treatments which are aimed for real-time guidance in an operative context. An additional novelty of the method is provided from the fusion of personalized and articulated geometrical models of the spine, where we propose a simulation of patient positioning based on finite element modeling to adjust variations in actual intervertebral articulations.

Results show that introducing prior knowledge with respect to the allowable geometric dependencies between the relative positions of vertebrae was found to increase the degree of accuracy, thus constituting another promising direction. Such a concept was accomplished through

a hierarchical decomposition of the spine using an interconnected segment of vertebrae improving the accuracy and the precision of the results. While one would argue biomechanical properties of the FEM could be extracted from intraoperative data, the patient images are routinely acquired standing pose thus not suitable for a prone distribution.

Typical statistical deformable models are frequently used for single anatomical structures. However, shape analysis of model constellations is not frequently studied due to the challenges in constraining the higher number of transformation variables. The method we propose not only allows to model shape deformations of object constellations using biomechanical constraints but offers the possibility to learn the variations of spinal shape in complex corrective procedures. Increased accuracy of pedicle screw registration was achieved by comparing the method with a standard ICP method without the FEM input. Intervertebral transformations (rotation and translation) were adequately modeled with the knowledge-based information provided by the biomechanical model and regularized by updating the rigid displacement between vertebral levels.

One limitation of the method is that the automatic segmentation algorithm has been validated with CT-scans (Knez et al., 2016), but not with CBCT images. Another limitation is that the FEM has only been validated for global Cobb, lordosis and kyphosis angles accuracy in the previous works with the model (Cobetto et al., 2017; Cobetto, Parent, et al., 2018). The effects of the localized displacements of individual vertebrae in the FEM prediction accuracy, as well as the results of the surgery simulation with the registered FEM will have to be compared to post-op 3D reconstructions to determine the 3D accuracy of the predictions before being used clinically. Additionally, the method for the extraction of the anatomical landmarks from the 3D models derived from the CBCT images have not been validated and will have to be compared against manually identified landmarks directly on the images.

The automatic segmentation of each vertebra to obtain the 3D geometry reportedly took approximately 2 minutes, for an estimated 30 to 42 minutes to segment all the 5 to 7 vertebrae visible in the images (Knez et al., 2016). Therefore, the time to update the surgical plan, including segmentation, the registration of the FEM, AVBT surgery and growth simulations that ranges between 10 to 12 minutes with the server used for the implementation and validation of the method, can be roughly estimated to take 43 to 57 minutes, but this could be improved with higher

performance computing possibilities (Duke, 1993; Güttler, 2011; Kumar & Adeli, 1995). This method could be optimized to update the surgical planning with more information on the screw trajectory and tether tensioning before the actual procedures begins but will need to be tested in an actual operating room context. As there is typically one hour between the actual intraoperative CBCT acquisitions and the first screw implantation, it provides sufficient time to register the FEM to the navigated space and possibly to also update the plan. The time necessary to execute the proposed method could be reduced significantly by optimising the segmentation algorithm for performance and by using a system with more CPU cores and with a cluster of more powerful computing nodes for the whole process (Duke, 1993; Güttler, 2011; Kumar & Adeli, 1995).

Improvements of the method consist of correcting for local shape discrepancies using mesh relaxation techniques using advanced bone density fields as well as integrating graphical-based minimization framework. The proposed framework based on biomechanical modeling is general and can be extended for other applications in surgical guidance and medical imaging to accommodate for pose modeling. Real-time feasibility evaluation of the approach during corrective surgery is also planned for a clinical use, while the framework can be extended with device tracking and measuring of correction while applying tension on the tether. Ultimately, this will help surgeons improve long term outcomes of AVBT.

## **4.8 Conclusion**

This study is a first step toward an FEM based image-guided spine surgery system for AVBT procedures that could eventually combine preoperative planning, registration and navigation (Armand et al., 2004). By using the proposed method, surgical planning can be registered intraoperatively to the patient image in a decubitus position, but the screw trajectory and tether tension remain to be integrated in the navigation system and tracked intraoperatively. Future work could focus on the development of the navigation system by including an FEM optimization loop after the registration to determine the optimal surgical planning and the further development of tracking systems to give real-time feedback to the surgeon for the execution of the plan.

## 4.9 References

- Driscoll M, Aubin CE, Moreau A, Parent S (2011) Biomechanical comparison of fusionless growth modulation corrective techniques in pediatric scoliosis. *Med Biol Eng Comput* 49:1437–1445 . doi: 10.1007/s11517-011-0801-8
- Cunin V (2015) Early-onset scoliosis-Current treatment. *Orthop Traumatol Surg Res* 101:S109–S118 . doi: 10.1016/j.otsr.2014.06.032
- Miyajima F, Parent S (2018) Anterior vertebral body tethering (AVBT) for early-onset scoliosis. In: *Early Onset Scoliosis: A Clinical Casebook*. Springer International Publishing, Cham, pp 117–134
- Samdani AF, Ames RJ, Kimball JS, Pahys JM, Grewal H, Pelletier GJ, Betz RR (2015) Anterior vertebral body tethering for immature adolescent idiopathic scoliosis: one-year results on the first 32 patients. *Eur Spine J* 24:1533–1539 . doi: 10.1007/s00586-014-3706-z
- Stokes IAF (2007) Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation. *Eur Spine J* 16:1621–1628 . doi: 10.1007/s00586-007-0442-7
- Cobetto N, Parent S, Aubin CE (2018) 3D correction over 2 years with anterior vertebral body growth modulation: A finite element analysis of screw positioning, cable tensioning and postoperative functional activities. *Clin Biomech* 51:26–33 . doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.11.007
- Cobetto N, Aubin CE, Parent S (2017) Surgical Planning and Follow-up of Anterior Vertebral Body Growth Modulation in Pediatric Idiopathic Scoliosis Using a Patient-Specific Finite Element Model Integrating Growth Modulation. *Spine Deform* 6:344–350 . doi: 10.1016/j.jspd.2017.11.006
- Kotani T, Akazawa T, Sakuma T, Koyama K, Nemoto T, Nawata K, Yamazaki A, Minami S (2014) Accuracy of pedicle screw placement in scoliosis surgery: A comparison between conventional computed tomography-based and O-arm-based navigation techniques. *Asian Spine J* 8:331–338 . doi: 10.4184/asj.2014.8.3.331
- Kotani Y, Abumi K, Ito M, Takahata M, Sudo H, Ohshima S, Minami A (2007) Accuracy analysis

- of pedicle screw placement in posterior scoliosis surgery: Comparison between conventional fluoroscopic and computer-assisted technique. *Spine (Phila Pa 1976)* 32:1543–1550 . doi: 10.1097/BRS.0b013e318068661e
- Tjardes T, Shafizadeh S, Rixen D, Paffrath T, Bouillon B, Steinhausen ES, Baethis H (2010) Image-guided spine surgery: State of the art and future directions. *Eur Spine J* 19:25–45 . doi: 10.1007/s00586-009-1091-9
- Zheng G, Nolte LP (2015) Computer-Assisted Orthopedic Surgery: Current State and Future Perspective. *Front Surg* 2:66 . doi: 10.3389/fsurg.2015.00066
- Cho HS, Park IH, Jeon IH, Kim YG, Han I, Kim HS (2011) Direct application of MR images to computer-assisted bone tumor surgery. *J Orthop Sci* 16:190–195 . doi: 10.1007/s00776-011-0035-5
- Martel AL, Heid O, Slomczykowski M, Kerslake R, Nolte LP (1998) Assessment of 3-dimensional magnetic resonance imaging fast low angle shot images for computer assisted spinal surgery. *Comput Aided Surg* 3:40–44 . doi: 10.1002/(SICI)1097-0150(1998)3:1<40::AID-IGS6>3.0.CO;2-L
- Bächler R, Bunke H, Nolte L-P (2001) Restricted surface matching - Numerical optimization and technical evaluation. *Comput Aided Surg* 6:143–152 . doi: 10.1002/igs.1017
- Besl PJ, McKay ND (1992) A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 14:239–256
- Zheng G, Kowal J, González Ballester MA, Caversaccio M, Nolte LP (2007) Registration techniques for computer navigation. *Curr Orthop* 21:170–179 . doi: 10.1016/j.cuor.2007.03.002
- Rasoulilian A, Rohling R, Abolmaesumi P (2013) Lumbar spine segmentation using a statistical multi-vertebrae anatomical shape+pose model. *IEEE Trans Med Imaging* 32:1890–1900 . doi: 10.1109/TMI.2013.2268424
- Castro-Mateos I, Pozo JM, Pereanez M, Lekadir K, Lazary A, Frangi AF (2015) Statistical Interspace Models (SIMs): Application to Robust 3D Spine Segmentation. *IEEE Trans Med*



- Imaging 34:1663–1675 . doi: 10.1109/TMI.2015.2443912
- Seitel A, Rasoulia A, Rohling R, Abolmaesumi P (2015) Lumbar and thoracic spine segmentation using a statistical multi-object shape+pose model. *Lect Notes Comput Vis Biomech* 20:221–225 . doi: 10.1007/978-3-319-14148-0\_19
- Kadoury S, Labelle H, Paragios N (2013) Spine segmentation in medical images using manifold embeddings and higher-order MRFs. *IEEE Trans Med Imaging* 32:1227–1238 . doi: 10.1109/TMI.2013.2244903
- De Silva T, Uneri A, Ketcha MD, Reaungamornrat S, Kleinszig G, Vogt S, Aygun N, Lo SF, Wolinsky JP, Siewerdsen JH (2016) 3D-2D image registration for target localization in spine surgery: Investigation of similarity metrics providing robustness to content mismatch. *Phys Med Biol* 61:3009–3025 . doi: 10.1088/0031-9155/61/8/3009
- Humbert L, De Guise JA, 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 . doi: 10.1016/j.medengphy.2009.01.003
- Pomero V, Mitton D, Laporte S, De Guise JA, Skalli W (2004) Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech* 19:240–247 . doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.014
- Trochu F (1993) A contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng Comput* 9:160–177 . doi: 10.1007/BF01206346
- Martin F (1990) Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire. Génie Biol médical option biomécanique, ENSAM, Paris
- Boudreault F (1994) Comportement mecanique des unites fonctionnelles: T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lesees du rachis humain. ProQuest Diss. Theses 180
- Pezowicz C, Glowacki M (2012) The mechanical properties of human ribs in young adult. *Acta Bioeng Biomech* 14:53–60 . doi: 10.5277/abb120207
- Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Gaurel G, Escande G, Guillot M, Vanneuville G (1985) Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal

- ligament in traction. *J Biomech* 18:167–176 . doi: 10.1016/0021-9290(85)90202-7
- Panjabi MM, Brand RA, White AA (1976) Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech* 9:185–192 . doi: 10.1016/0021-9290(76)90003-8
- Lamarre ME, Parent S, Labelle H, Aubin CE, Joncas J, Cabral A, Petit Y (2009) Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: Suspension versus side-bending radiography. *Spine (Phila Pa 1976)* 34:591–597 . doi: 10.1097/BRS.0b013e318193a23d
- Cobetto N, Aubin CE, Parent S (2018) Contribution of Lateral Decubitus Positioning and Cable Tensioning on Immediate Correction in Anterior Vertebral Body Growth Modulation. *Spine Deform* 6:507–513 . doi: 10.1016/j.jspd.2018.01.013
- Stokes IAF, Aronsson DD, Dimock AN, Cortright V, Beck S (2006) Endochondral growth in growth plates of three species at two anatomical locations modulated by mechanical compression and tension. *J Orthop Res* 24:1327–1334 . doi: 10.1002/jor.20189
- Villemure I, Aubin C-É, Dansereau J, Labelle H (2002) Simulation of Progressive Deformities in Adolescent Idiopathic Scoliosis Using a Biomechanical Model Integrating Vertebral Growth Modulation. *J Biomech Eng* 124:784 . doi: 10.1115/1.1516198
- Pearsall DJ, Reid JG, Livingston LA (1996) Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Ann Biomed Eng* 24:198–210 . doi: 10.1007/BF02667349
- Nolte LP, Beutler T (2004) Basic principles of CAOS. *Injury* 35 Suppl 1:S-A6-16 . doi: 10.1016/j.injury.2004.05.005
- Barr AH (1981) Superquadrics and Angle-Preserving Transformations. *IEEE Comput Graph Appl* 1:11–23 . doi: 10.1109/MCG.1981.1673799
- Knez D, Likar B, Pernus F, Vrtovec T (2016) Computer-Assisted Screw Size and Insertion Trajectory Planning for Pedicle Screw Placement Surgery. *IEEE Trans Med Imaging* 35:1420–1430 . doi: 10.1109/TMI.2016.2514530
- Hansen N, Ostermeier A (2001) Completely derandomized self-adaptation in evolution strategies. *Evol Comput* 9:159–195 . doi: 10.1162/106365601750190398

- Stokes IAF (1994) Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. *Spine (Phila Pa 1976)* 19:236–248 . doi: 10.1097/00007632-199401001-00020
- Torr PHS, Zisserman A (1996) MLESAC : A new robust estimator with application to estimating image geometry. *Comput Vis Image Underst* 78:138–156 . doi: 10.1006
- Holcombe S (2015) inpolyhedron - are points inside a triangulated volume? (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/37856-inpolyhedron-are-points-inside-a-triangulated-volume>). MATLAB Cent File Exch
- Low K (2004) Linear Least-squares Optimization for Point-to-plane ICP Surface Registration. Chapel Hill, Univ North Carolina 2–4
- Rahmathulla G, Nottmeier EW, Pirris SM, Deen HG, Pichelmann MA (2014) Intraoperative image-guided spinal navigation: technical pitfalls and their avoidance. *Neurosurg Focus* 36:E3 . doi: 10.3171/2014.1.FOCUS13516
- Duke DW (1993) Cluster Computing Exploits Performance and Cost Advantages. *Comput Phys* 7:176 . doi: 10.1063/1.4823163
- Kumar S, Adeli H (1995) Distributed Finite-Element Analysis on Network of Workstations—Implementation and Applications. *J Struct Eng* 121:1456–1462 . doi: 10.1061/(ASCE)0733-9445(1995)121:10(1456)
- Güttler H (2011) Speeding to a Solution ANSYS HPC helps a consulting firm evaluate high-fidelity models with rapid turnaround
- Armand M, Lepistö JVS, Merkle AC, Tallroth K, Liu X, Taylor RH, Wenz J (2004) Computer-aided orthopedic surgery with near-real-time biomechanical feedback. *Johns Hopkins APL Tech Dig Appl Phys Lab* 25:242–252

## 4.10 Complément de l'article

Pour mieux expliquer le tableau 4.1, les déplacements qui sont appliqués sur le MEF à l'étape de simulation du recalage sont montrés à la figure 4.12 suivante :

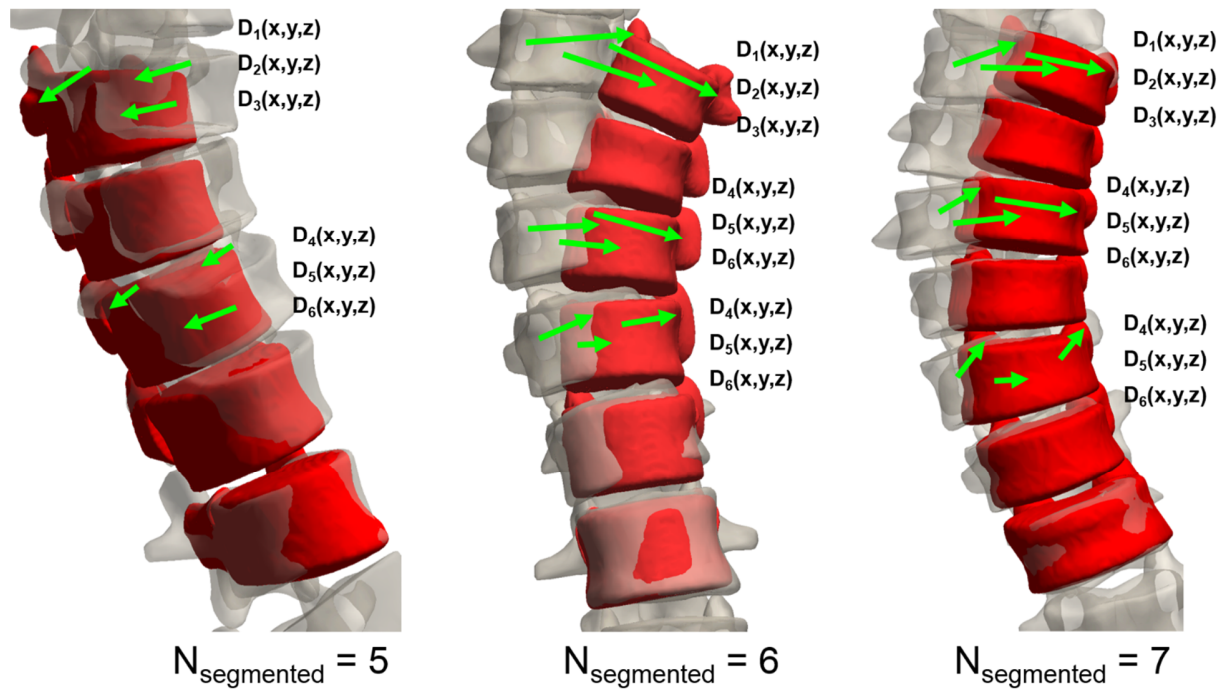


Figure 4.12 Déplacements appliqués aux centres des pédicules et des corps vertébraux pour les configurations de 5 à 7 vertèbres segmentées

Les résultats visuels pour faire l'analyse qualitative des résultats de recalage des nuages de points, de l'alignement global et de la simulation de recalage de multiples niveaux sont montrés pour sept cas à la Figure 4.10 et les 18 cas sont montrés à la Figure 4.13.

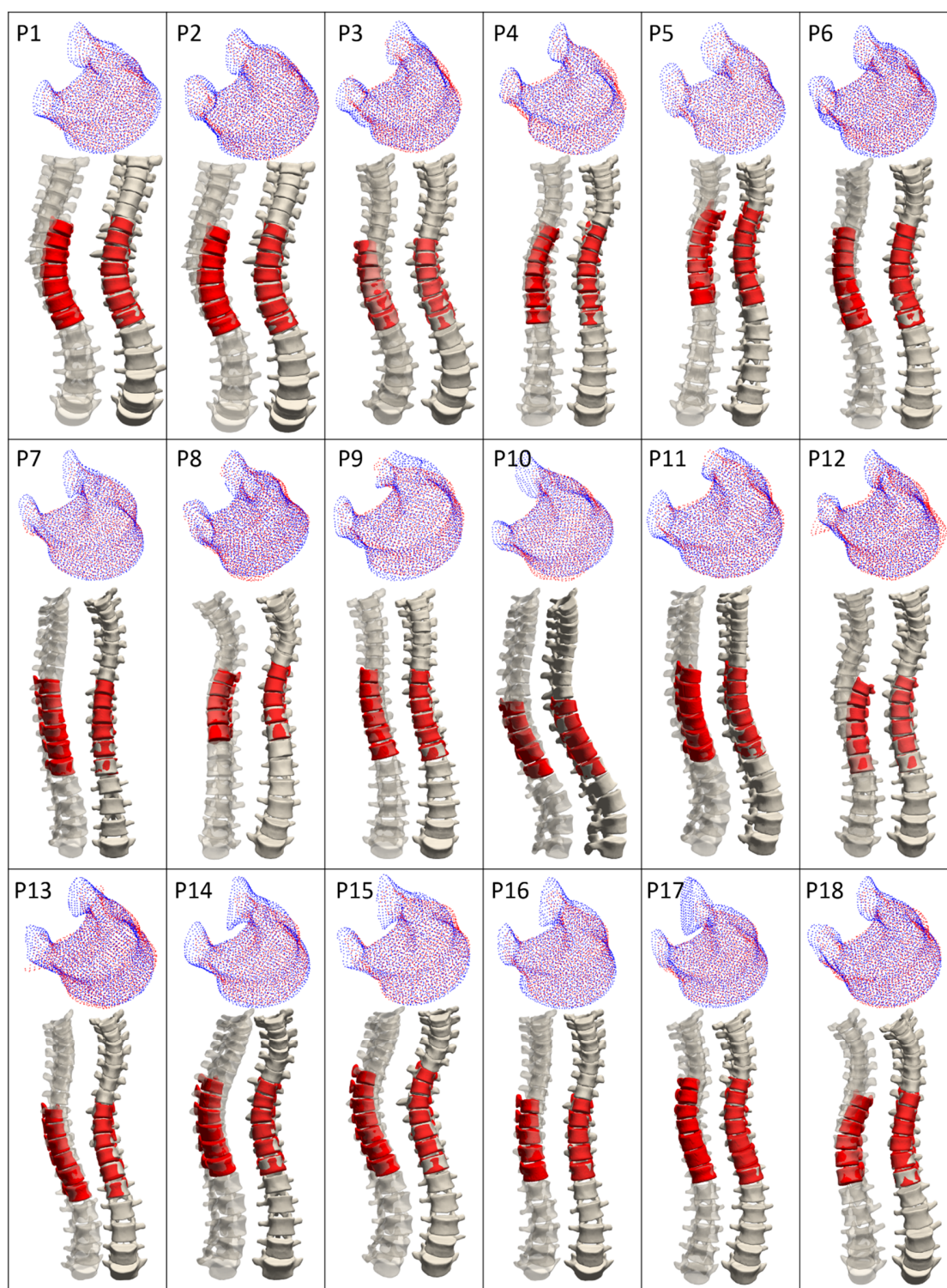


Figure 4.13 Résultats visuels pour chaque patient avec : l'alignement des nuages de point en haut, l'alignement global à gauche et la simulation de recalage de multiples niveaux à droite

## **CHAPITRE 5 ACQUISITION DE LA POSITION INTRAOPÉRATOIRE DES VIS DANS LE MÉF**

### **5.1 Introduction**

Le chapitre précédent décrit la méthode qui permet de recalcr intraopératoirement le MÉF sur l'OV du patient situé dans le repère défini par le navigateur. Ce recalage permet au MÉF de prendre en compte la position réelle du rachis et d'exprimer la position d'autres objets navigués dans le repère de celui-ci. Ce chapitre décrit la méthode qui répond au deuxième objectif (O2) du projet, soit la mise à jour des réelles positions des vis dans le MÉF.

La méthode proposée consiste à équiper le tournevis utilisé lors des procédures AVBT d'une référence dynamique et de connecter le navigateur à un ordinateur qui enregistre les positions des vis lors de l'installation de celle-ci. Les vis sont ensuite modélisées dans le MÉF en utilisant les positions acquises et recalées pour pouvoir effectuer la simulation d'instrumentation par la suite.

Ce chapitre se sépare en deux sections, soit la description du matériel et de la méthode développée, ainsi que des résultats suite aux étapes de vérification et de validation qui ont été effectuées.

### **5.2 Matériel et Méthodes**

La méthode proposée se sépare en deux principales actions, telles que montrées à la Figure 5.1 : l'acquisition de la position des vis et le transfert de cette position dans le MÉF. L'acquisition de la position des vis se fait en trois étapes : (A) la calibration de l'outil navigué, (B) l'installation des vis et (C) l'acquisition et l'enregistrement de la position du tournevis suivi par le navigateur. Le transfert de la position acquise vers le MÉF se fait aussi en trois étapes : (D) le recalage des positions dans le système de coordonnées du MÉF, (E) le calcul de l'orientation du LCS de chaque vis et finalement (F) la modélisation des vis dans le MÉF. Ces étapes et les outils utilisés sont décrits en détail dans les prochaines sections.

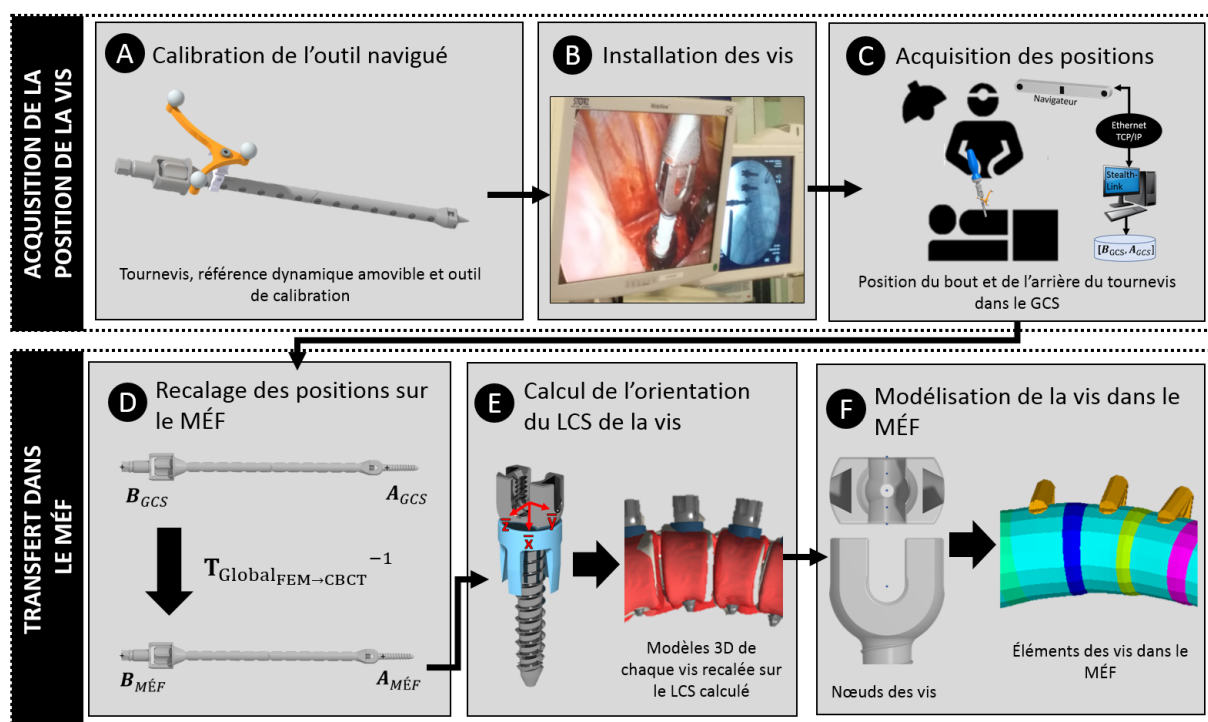


Figure 5.1 Étapes de la méthode d'acquisition de la position des vis dans le MÉF

## 5.2.1 Outils de navigation

### 5.2.1.1 Outil navigué (EE)

Avec le MÉF représenté dans le système de coordonnées global (GCS, de l'anglais global coordinate system) qui est défini par le navigateur, il est possible d'utiliser des outils équipés d'une référence dynamique et de faire l'acquisition de leur position dans le modèle avec une simple transformation géométrique rigide. La position 3D à acquérir pour cette application est le point central du câble une fois installé dans la vis (Figure 5.5d), puisque c'est l'origine du vecteur de la tension lors de la correction. Le système de coordonnées local (LCS, de l'anglais « local coordinate system ») de la vis a été défini avec l'origine au point navigué, l'axe  $\bar{x}$  selon l'axe de la vis, l'axe  $\bar{z}$  selon l'axe du câble une fois installé dans la vis et l'axe  $\bar{y}$  perpendiculaire au plan  $\bar{x}\bar{z}$ .

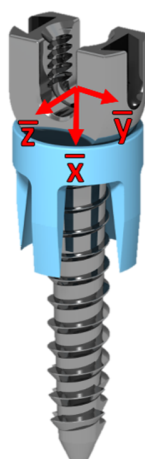


Figure 5.2 Système de coordonnées local de la vis

La vis est installée dans le corps vertébral à l'aide d'un tournevis pédiculaire qui s'attache à celle-ci lors de l'insertion, alors qu'une poignée amovible se fixe sur son autre extrémité (Figure 5.3).

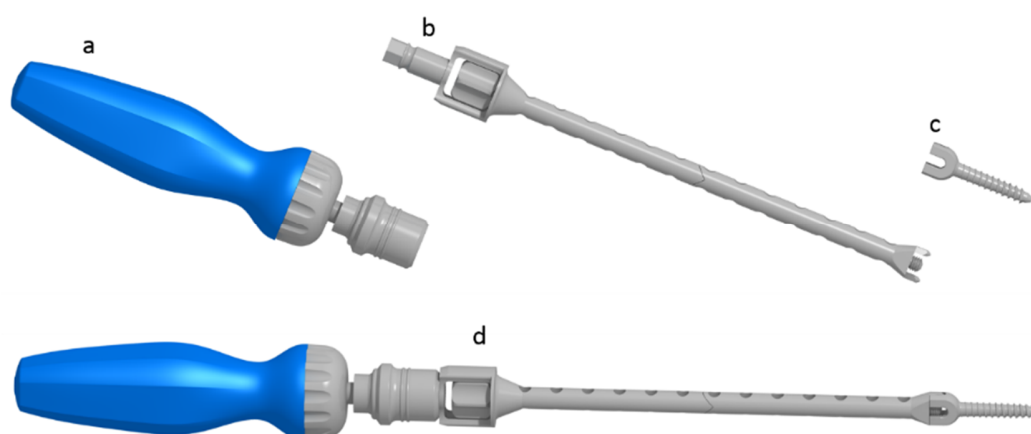


Figure 5.3 Assemblage de la (a) poignée amovible, du (b) tournevis et de (c) la vis

Pour pouvoir calculer la position de l'outil à l'intérieur du patient, une référence dynamique amovible SureTrak de Medtronic (Medtronic Navigation, Louisville CO, USA) est installée sur le haut de la partie tubulaire du tournevis, qui reste à l'extérieur de la cage thoracique du patient, à l'aide d'une pince intégrée (Figure 5.4).



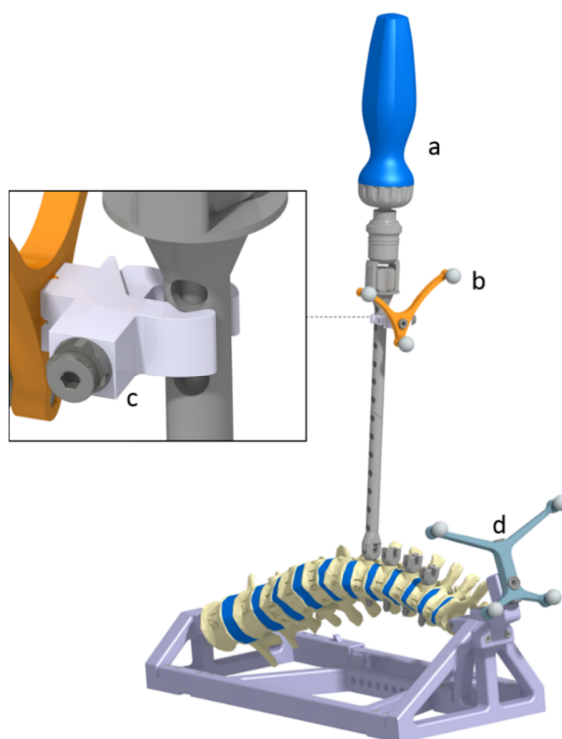


Figure 5.4 Matériel pour suivi de la position de la vis : (a) assemblage du tournevis et de la poignée amovible, (b) référence dynamique amovible, (c) pince de la référence dynamique amovible et (d) référence dynamique du fantôme

### 5.2.1.2 Calibrage de l'outil navigué

La référence dynamique installée sur le tournevis doit être calibrée pour que le navigateur suive la position et l'orientation de la vis. La transformation géométrique initiale naviguée étant sur la DRF amovible, la méthode de calibration permet de définir la transformation additionnelle pour naviguer le tournevis. Cette procédure est faite à l'aide du capteur de position du navigateur, d'un palpeur, de la pédale du navigateur et de la DRF attachée à l'OC.

La méthode de calibration nécessite que l'objet ait une géométrie conique fine au point navigué. Pour ajouter un tel élément au tournevis, un outil de calibration a été conçu pour s'y attacher en reproduisant la même géométrie que la vis à l'interface tournevis-vis. La pointe de cet outil est située dans l'axe du tournevis, mais 10mm plus loin que le point à naviguer, tel que vu à la Figure 5.5. Cette distance est prise en compte par la suite, tel qu'expliqué à la page 77.

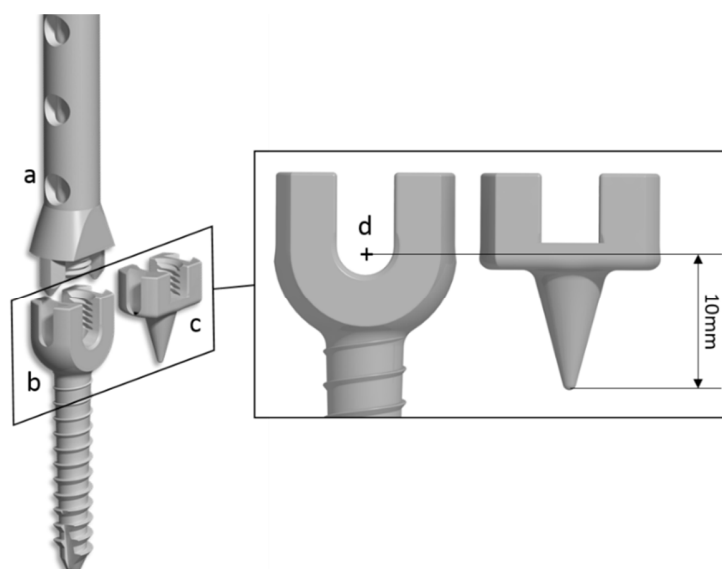


Figure 5.5 Interface tournevis avec vis et tournevis avec outil de calibration : (a) tournevis, (b) vis, (c) outil de calibration, (d) centre du câble et position à suivre, 10mm plus haut que le bout de l'outil de calibration

La procédure est initialisée en plaçant la DRF amovible dans le champ de vision du navigateur. Le palpeur est d'abord calibré en insérant le bout pointu dans un creux conique sur la DRF de l'OC (Figure 5.6i). Le bout du tournevis est ensuite calibré en plaçant le bout de l'outil de calibration fixé au tournevis dans le même creux conique que pour le palpeur (Figure 5.6ii). L'axe est calibré en définissant l'arrière du tournevis avec le palpeur, tel que montré à la figure (Figure 5.6iii). Chaque étape (i-iii) est confirmée en appuyant sur la pédale du navigateur.

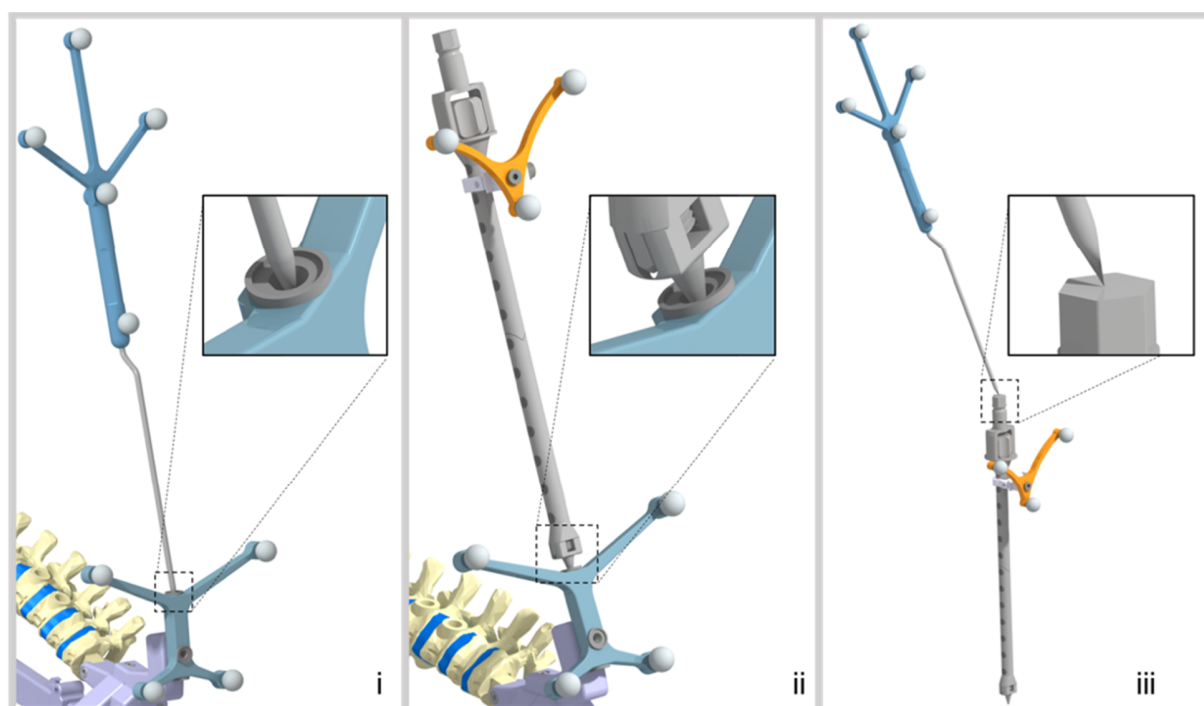


Figure 5.6 Étapes de calibration de l'outil navigué : (i) calibration du bout du palpeur sur la référence dynamique du patient, (ii) Calibration du bout du tournevis sur la référence dynamique du patient et (iii) calibration de l'axe du tournevis avec le bout du palpeur

### 5.2.1.3 Acquisition de la position des vis avec le navigateur

Avec le tournevis calibré, la position de chaque vis est extraite du navigateur à la fin de chaque installation. La connexion entre l'ordinateur utilisé et le navigateur s'est fait par un fil Ethernet et le logiciel « StealthLink Server », qui établit la communication des données par le protocole TCP/IP. Avec la vis dans sa position finale dans le corps vertébral, une requête d'acquisition est envoyée au navigateur par StealthLink Server, puis les coordonnées 3D du bout ( $A_{GCS}(x, y, z)$ ) et de l'arrière du tournevis ( $B_{GCS}(x, y, z)$ ) exprimés dans le GCS sont enregistrés et transmises simultanément (Figure 5.7).

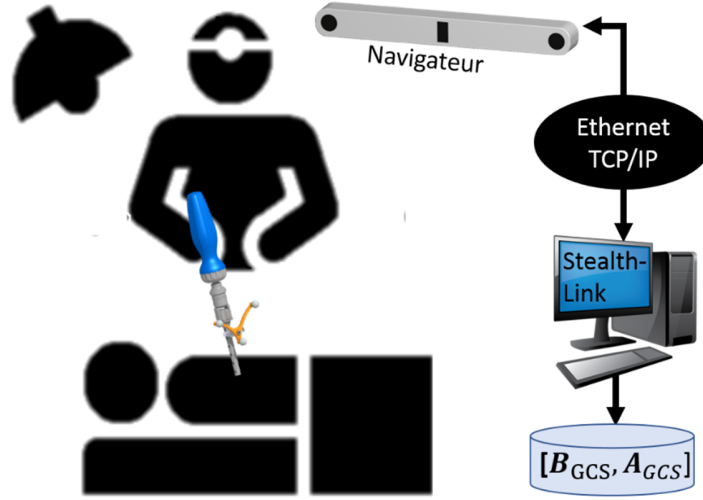


Figure 5.7 Diagramme de flux pour l'acquisition des positions  $A_{GCS}(x, y, z)$  et  $B_{GCS}(x, y, z)$

## 5.2.2 Mise à jour de la position des vis dans le MÉF

### 5.2.2.1 Recalage de la position sur le MÉF

Comme les simulations se font dans le repère du MÉF, les positions acquises sont recalées sur celui-ci en utilisant l'inverse de la matrice qui fait l'alignement global du MÉF sur la segmentation CBCT définie au chapitre 3 :

$$A_{MÉF}(x, y, z) = T_{Global_{FEM \rightarrow CBCT}}^{-1} A_{GCS}(x, y, z) \quad (16)$$

et

$$B_{MÉF}(x, y, z) = T_{Global_{FEM \rightarrow CBCT}}^{-1} B_{GCS}(x, y, z). \quad (17)$$

### 5.2.2.2 Calcul du LCS de la vis

L'axe de la vis est ici coïncidant avec l'axe du tournevis. Comme les deux points acquis permettent de déterminer un seul des axes du LCS de la vis, une hypothèse sera posée : l'axe de passage du câble est globalement alignée avec l'axe z du rachis. L'axe  $\bar{x}$  est donc déterminé directement et les deux autres axes seront positionnés à l'aide de cette hypothèse.

Pour déterminer l'origine de la vis, le vecteur  $\vec{v}_{AB}$  est d'abord défini par la position de l'arrière vers le bout du tournevis :

$$\vec{v}_{AB_{M\acute{E}F}} = \mathbf{A}_{M\acute{E}F}(x, y, z) - \mathbf{B}_{M\acute{E}F}(x, y, z). \quad (18)$$

Puis la position de l'origine a été définie par le point situé à 10mm du bout du tournevis (Figure 5.5):

$$\bar{O} = \mathbf{B}_{M\acute{E}F}(x, y, z) + \left( \frac{\|\vec{v}_{AB_{M\acute{E}F}}\| - 10}{\|\vec{v}_{AB_{M\acute{E}F}}\|} \right) \vec{v}_{AB_{M\acute{E}F}}, \quad (19)$$

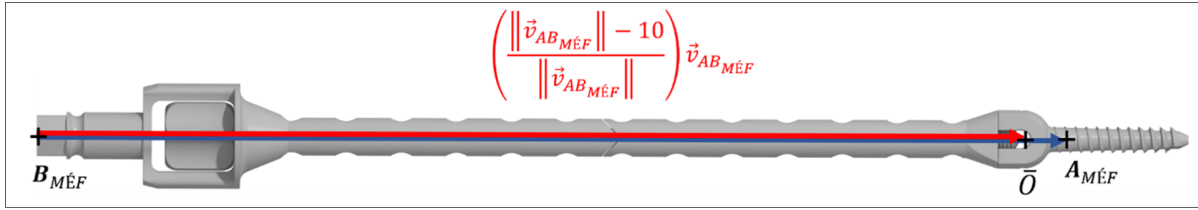


Figure 5.8 Calcul de l'origine du LCS de la vis

L'axe  $\bar{x}$  est déterminé par la direction du vecteur  $\vec{v}_{AB}$  normalisé. Les deux positions acquises permettant uniquement de calculer un des trois axes,  $\bar{y}$  est obtenu par produit vectoriel entre  $\bar{x}$  et l'axe  $z$  du GCS :

$$\bar{y} = \bar{x} \times [0 \ 0 \ 1], \quad (20)$$

puis  $\bar{z}$  avec

$$\bar{z} = \bar{x} \times \bar{y}. \quad (21)$$

Le modèle surfacique 3D des vis a ensuite été recalé sur chacun des LCS calculés pour faire l'observation du résultat.

### 5.2.2.3 Modélisation de la vis dans le MEF

Les vis dans le MEF sont représentées par des éléments cylindriques le long de l'axe du câble installé. Les positions de ces éléments sont définies par 5 nœuds équidistants le long de l'axe du câble ( $\bar{z}$ ), dont un au centre de la vis, puis les autres de part et d'autre de celui-ci jusqu'à la pleine largeur de la vis comme montrée à la figure suivante :

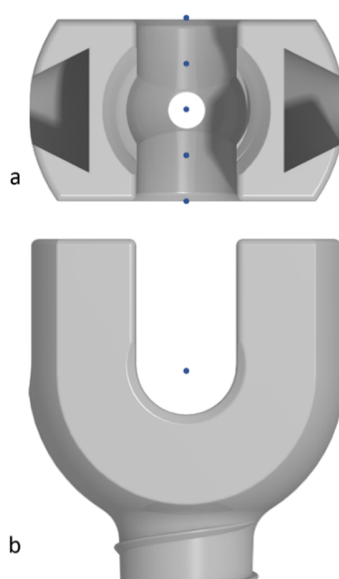


Figure 5.9 Disposition des nœuds de vis qui sont exportés vers le MÉF : (a) Vue du dessus dans le plan  $\bar{z}\bar{y}$  et (b) vue de face dans le plan  $\bar{x}\bar{y}$

Ces nœuds ont été créés, puis enregistrés dans le dossier de travail du patient et importés dans le MÉF au moment de simuler la chirurgie, en créant les éléments cylindriques et en les connectant ensuite au corps vertébral avec des éléments de poutres (Figure 5.10).

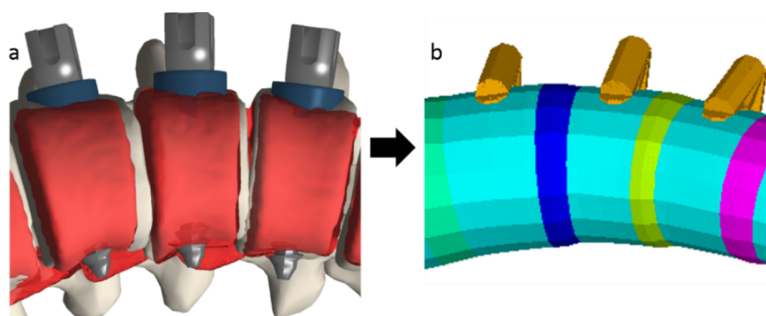


Figure 5.10 Vue du plan frontal de : (a) modèle 3D de la vis recalée sur le LCS calculé avec la segmentation CBCT en rouge et la reconstruction du MÉF en beige, puis (b) les éléments de vis résultants dans le MÉF en orange, les corps vertébraux en cyan et les disques en bleu et vert

### 5.2.3 Vérification et validation de la méthode proposée

La méthode d'acquisition de la position des vis dans le MÉF a été testée en utilisant le système de navigation, un fantôme, les images CBCT du fantôme et des reproductions par impression 3D des

outils utilisés. Les positions acquises ont été par la suite comparées aux positions dans les images CBCT du fantôme pour établir la précision de la méthode.



Figure 5.11 Fantôme et tournevis utilisés pour faire les expériences avec le navigateur

### 5.2.3.1 Reproduction et fabrication du tournevis

Les vis ont été reproduites dans le logiciel Catia V5 (Dassault Systèmes, Paris, France), en prenant les dimensions de l'objet original avec un pied à coulisse, puis elles ont été imprimées en 3D en plastique de type PLA avec une Makerbot 2 (MakerBot Industries, NY, USA). Pour la poignée amovible et le tournevis, les dimensions extérieures ont aussi été prises avec un pied à coulisse. L'outil de calibration pour le tournevis a été imprimé en 3D et la référence dynamique amovible a été installée sur l'axe du tournevis (Figure 5.12).

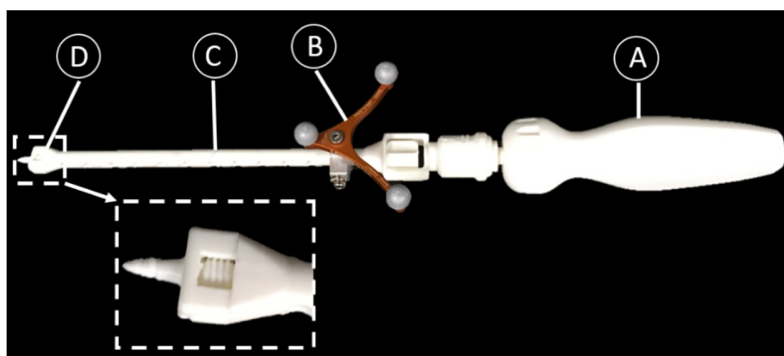


Figure 5.12 Outil navigué, constitué de: (A) la reproduction de la poignée amovible, (B) la référence dynamique amovible, (C) la reproduction du tournevis et (D) l'outil de calibration fixé au tournevis

Le système de blocage qui fixe le tournevis à la poignée ainsi que le cliquet irréversible ont été reconçu pour reproduire les fonctionnalités sans les réelles dimensions internes. Le système de blocage s'actionne en faisant coulisser vers le bas un manchon cylindrique qui contraint deux goupilles à s'insérer dans une rainure présente sur toute la circonférence du tournevis (Figure 5.13).

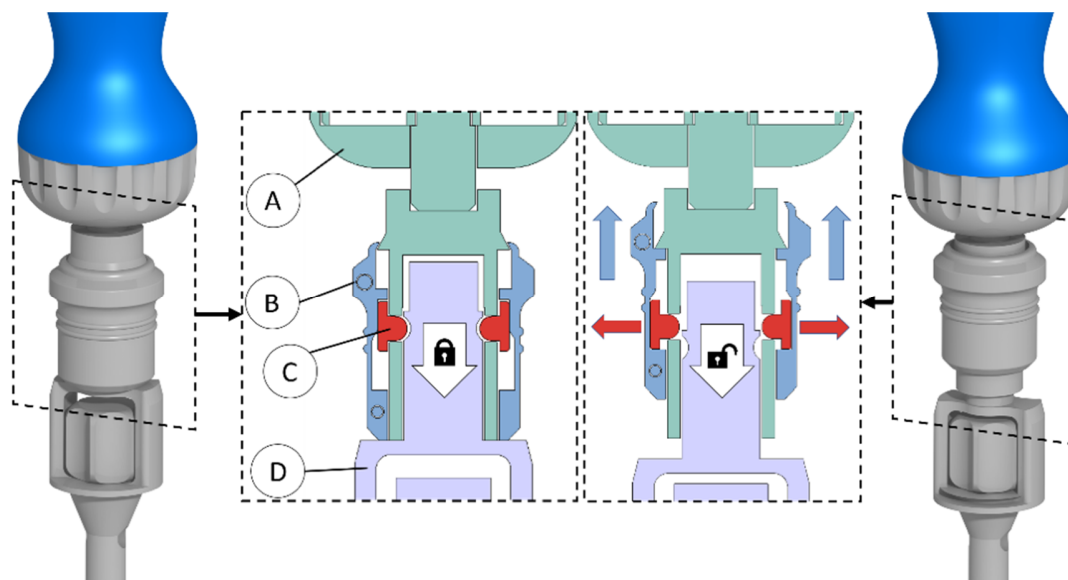


Figure 5.13 Système de blocage de la poignée amovible et du tournevis reconçu, avec à gauche, le système bloqué et à droite, le système débloqué accompagné de vues en coupe représentant les composants : (A) poignée amovible, (B) l'anneau de blocage coulissant, (C) les deux goupilles et (D) le tournevis



Le cliquet irréversible permet d'appliquer un moment de force sur le tournevis dans une seule direction, soit celle qui résulte à l'insertion de la vis dans le corps vertébral. Il est constitué d'une pièce extérieure qui est fixée à la poignée, de cliquets flexibles insérés dans la pièce extérieure et d'un axe avec des engagements qui transmet le couple (Figure 5.14).

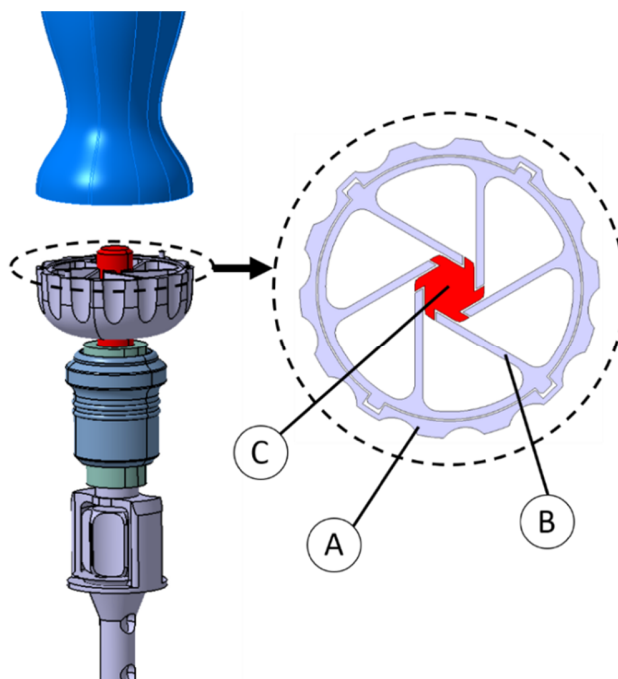


Figure 5.14 Système de cliquets irréversibles de la poignée amovible et du tournevis reconçu et une vue de dessus du système montrant : (A) pièce extérieure solidaire à la poignée, (B) les cliquets admettant la flexion lors de la rotation et (C) l'axe solidaire au tournevis avec des engagements

### 5.2.3.2 Conception d'un fantôme

Le fantôme est basé sur la géométrie du rachis d'un patient qui a été instrumenté AVBT au CHU Sainte-Justine et est équipé de liaisons intervertébrales flexibles pour pouvoir effectuer la correction. Le modèle 3D du rachis est la reconstruction du résultat de simulation de positionnement en décubitus latéral par interpolation linéaire de surfaces (Trochu, 1993) pour les vertèbres T3 à L2. Les vertèbres ont été imprimées en 3D en PLA et présentent des trous sur le côté des corps vertébraux pour y insérer les vis aux vertèbres T5 à T12. Les disques intervertébraux

ont été fabriqués en uréthane flexible, qui ont été moulés dans des moules imprimés 3D en PLA, puis collés entre les vertèbres à l'aide d'une colle à action rapide.

La base du fantôme a été conçue en deux morceaux coulissants l'un dans l'autre dans l'axe caudo-cranial avec des liaisons glissières pour permettre à la colonne de s'allonger lors de la correction. Des crochets sur les deux parties de la base permettent d'y installer des élastiques qui appliquent une force dans le sens de la gravité pour éviter l'affaissement de la colonne vers la table. Les points d'attache du rachis présentent des pivots qui permettent la rotation des vertèbres extrêmes dans le plan frontal. À une des extrémités, une référence dynamique normalement utilisée sur les patients (OC) est installée sur un support prévu à cet effet. Un support amovible a été installé pour supporter les vertèbres et rigidifier le rachis lors des acquisitions.

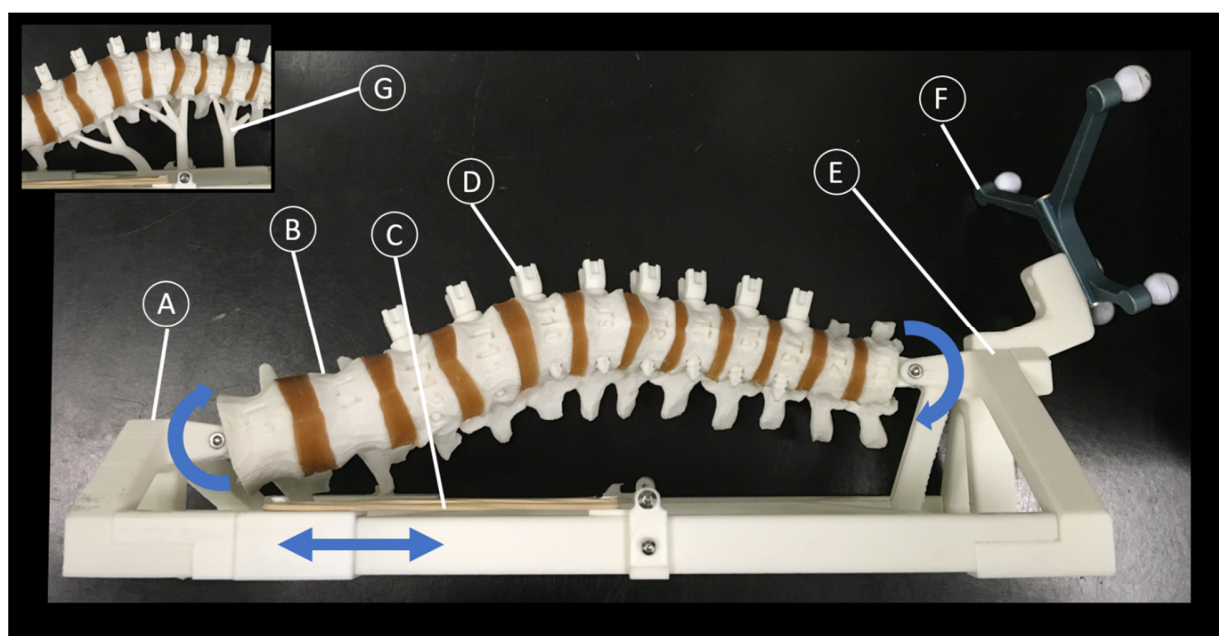


Figure 5.15 Fantôme pour la validation de la méthode d'acquisition qui admet une élongation du rachis et une rotation dans le plan frontal avec : (A) la première partie de la base, (B) la colonne vertébrale, (C) l'élastique qui retient les deux parties de la base, (D) les reproductions d'implant, (E) la deuxième partie de la base, (F) la référence dynamique et (G) le support amovible pour rigidifier le rachis

Pour pouvoir l'utiliser avec le système de navigation, des images CBCT (Figure 5.16) ont été prises avec l'O-arm (Medtronic Navigation, Louisville CO, USA). Les reproductions de vis étaient

installées aux vertèbres T5 à T12 et le support amovible était aussi fixé au moment du CBCT. De plus, lors de l'acquisition, le système de navigation StealthStation s7 (Medtronic Navigation, Louisville CO, USA) suivait la position des références dynamiques du fantôme et de l'O-arm.

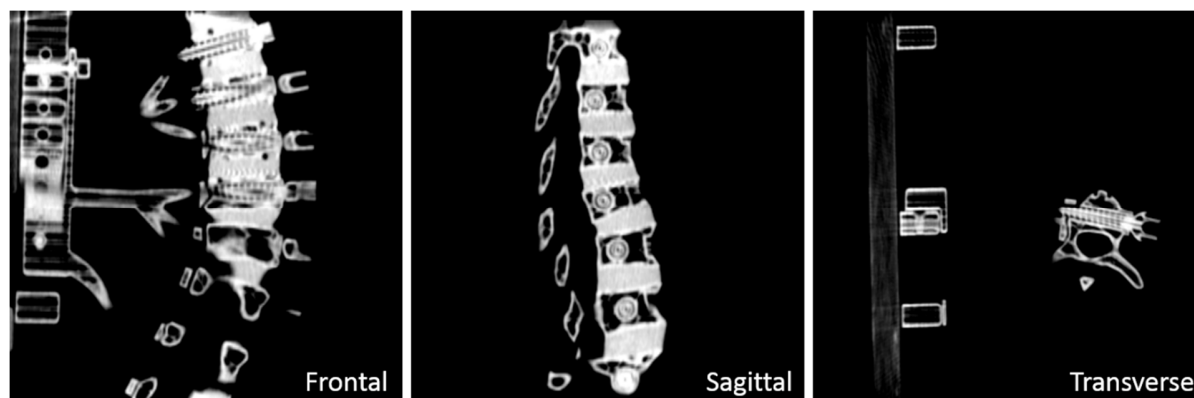


Figure 5.16 Images CBCT du fantôme avec trois tranches dans le plan frontal, sagittal et transverse

### 5.2.3.3 Acquisition des positions des vis sur le fantôme

Avec le navigateur en marche, la reproduction du tournevis et sa référence dynamique ont d'abord été calibrées avec l'outil de calibration et le palpeur sur la référence dynamique du fantôme. Par la suite trois séries d'acquisitions ont été faites en accrochant le tournevis à chacune des 8 vis installées (Figure 5.17), puis en exécutant la commande d'acquisition de position implémentée dans le logiciel Matlab (MathWorks Natick, MA, USA), pour un total de 24 acquisitions.

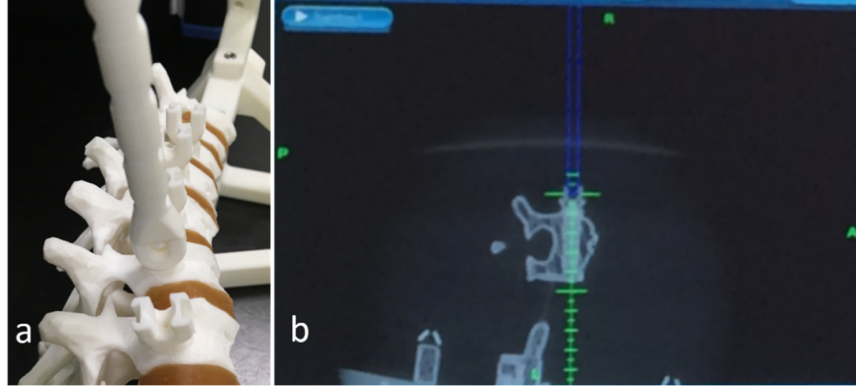


Figure 5.17 Navigation de la réplique imprimée 3D du tournevis avec le fantôme (la DRF a ici été déplacée de 10mm vers le haut sur le tournevis après la calibration pour générer cette image uniquement). Avec (a) la vue du tournevis attaché à la vis et (b) l’affichage du navigateur

#### 5.2.3.4 Comparaison avec les images CBCT

Pour obtenir les positions correspondantes dans les images CBCT à des fins de comparaison avec les positions acquises, des marqueurs fiduciels ont été placés sur les têtes de vis dans le rendu du volume fait dans le logiciel 3D Slicer (Kikinis, Pieper, & Vosburgh, 2014). Un total de 4 marqueurs (F1 à F4) par vis ont été placés dans la configuration montrée à la Figure 5.18b-c. Pour obtenir la position correspondante (C2) à la position naviguée avec le tournevis, le centre C1 a d’abord été défini en calculant la moyenne des positions 3D des marqueurs fiduciels, puis les vecteurs unitaires  $\vec{v}_{F1-F2}$  et  $\vec{v}_{F1-F4}$  (Figure 5.18c) sont définis comme :

$$\vec{v}_{F1-F2} = \frac{F2(x,y,z) - F1(x,y,z)}{\|F2(x,y,z) - F1(x,y,z)\|} \quad (22)$$

$$\vec{v}_{F1-F4} = \frac{F4(x,y,z) - F1(x,y,z)}{\|F4(x,y,z) - F1(x,y,z)\|} \quad (23)$$

En prenant des mesures sur le modèle 3D de la vis, on déduit que C2 est 6.15mm plus loin dans la direction de l’axe  $\bar{x}$  (Figure 5.18d). Le vecteur  $\vec{v}_{C1-C2}$  est alors défini par :

$$\vec{v}_{C1-C2} = 6.15(\vec{v}_{F1-F2} \times \vec{v}_{F1-F4}), \quad (24)$$

et C2 par

$$C2(x, y, z) = C1(x, y, z) + \vec{v}_{C1-C2}. \quad (25)$$

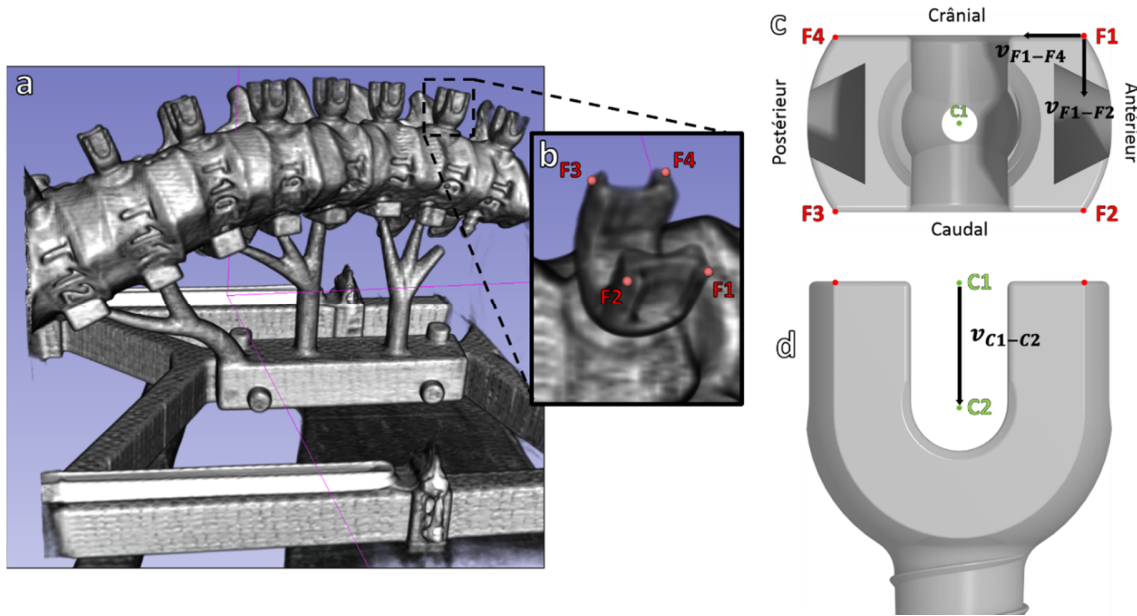


Figure 5.18 Méthode pour obtenir les positions CBCT correspondante : (a) Rendu de volume des images de CBCT du fantôme; (b) Positionnement manuel de quatre marqueurs fiduciels (F1 à F4); (c) Vue du dessus de la vis, des marqueurs fiduciels, des vecteurs  $\vec{v}_{F1-F2}$  et  $\vec{v}_{F1-F4}$ , du centre calculé C1 et les orientations anatomiques; (d) Vue de face de la vis, les centres calculés C1, C2 et le vecteur  $\vec{v}_{C1-C2}$

La différence en translation a par la suite été calculée en faisant la moyenne de la distance euclidienne entre C2 et la position correspondante acquise avec le navigateur. La différence d'orientation quant à elle a été mesurée comme la différence angulaire entre  $\vec{v}_{AB_{CBCT}}$  et  $\vec{v}_{C1-C2}$  dans le plan frontal, sagittal et transverse.

### 5.2.3.5 Mise à jour de la position des vis dans le MÉF

Comme l'algorithme de segmentation automatique ne peut générer les modèles 3D du fantôme dû à une radio-opacité uniforme entre le PLA et l'uréthane, les acquisitions de position des vis obtenues lors des expériences précédentes n'ont pas pu être utilisées. Sans la segmentation automatique, il n'est pas possible d'appliquer la méthode de recalage du MÉF du fantôme sur les images CBCT et d'obtenir la transformation  $\mathbf{T}_{\text{Global}_{\text{FEM} \rightarrow \text{CBCT}}}$ .

Pour pouvoir tester l'exportation des acquisitions vers le MÉF, des acquisitions simulées ont été effectuées. Pour ce faire, des modèles 3D de vis ont été placés manuellement dans les corps vertébraux des modèles 3D de vertèbres du CBCT d'un des patients de la cohorte utilisée au chapitre 3, dans le logiciel Catia V5. Les vis ont été placées en suivant la méthode décrite dans (Samdani et al., 2014a, 2015) et à la page 14. Le modèle 3D du tournevis navigué a ensuite été placé sur chaque vis avant d'enregistrer les mêmes positions que celles qui auraient été enregistrées par le navigateur, soit l'équivalent de la position du bout de l'outil de calibration et l'arrière du tournevis. Ces positions ont ensuite été traitées avec la même méthode que mentionnée à la page 76, avant d'être exportés vers le MÉF. La simulation des manœuvres a ensuite été exécutée pour valider le fonctionnement.

## 5.3 Résultats

### 5.3.1 Acquisition de la position des vis

La différence en translation lors de l'acquisition était en moyenne de  $1.0 \pm 0.4\text{mm}$ , tandis que celle d'orientation était de  $1.9 \pm 0.5^\circ$ ,  $1.7 \pm 0.5^\circ$  et  $2.2 \pm 0.9^\circ$  dans les plans frontal, sagittal et transverse respectivement (Figure 5.19, Figure 5.20). La fréquence d'acquisition successive maximale mesurée était de moins de 1Hz.

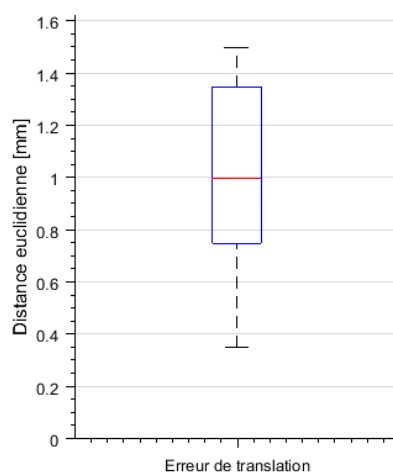


Figure 5.19 Box Plot de la différence en translation de la méthode d'acquisition de la position des vis

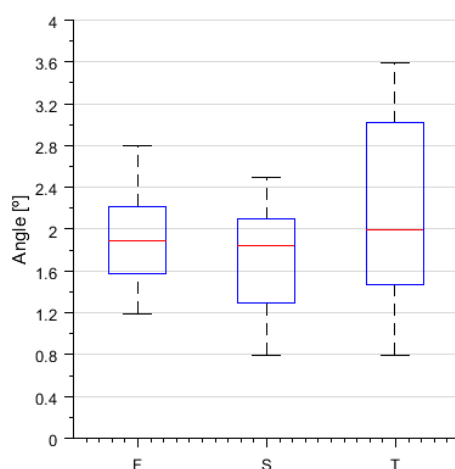


Figure 5.20 Box Plot de la différence d'orientation de la méthode d'acquisition de la position des vis dans les plans frontal (F), sagittal (S) et transverse (T)

### 5.3.2 Mise à jour de la position des vis dans le MÉF

Les positions des vis de la simulation d'acquisition ont été utilisées pour la simulation de manipulation de correction. Les résultats de la simulation d'acquisition et de la simulation sont montrés à la Figure 5.21.

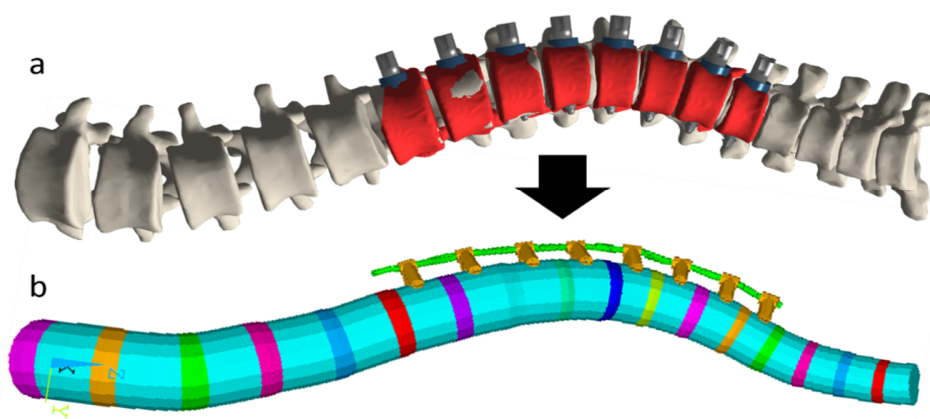


Figure 5.21 (a) Les modèles 3D des implants recalés sur les positions de la simulation d'acquisition avec en rouge, les modèles vertébraux du CBCT et en blanc, la reconstruction du MÉF recalé et (b) le résultat de la simulation des manipulations de correction avec les positions de l'acquisition simulée

## CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

La technique de recalage développée lors de ce projet se base sur l'hypothèse que les vertèbres conservent la même géométrie entre le moment de l'acquisition des radiographies biplanaires et des images CBCT. L'impact de la croissance du patient sur la géométrie entre les deux acquisitions d'imagerie généralement espacées d'une à quatre semaines n'a donc pas été pris en compte pour ce travail. La méthode utilise aussi un algorithme de segmentation automatique qui génère les modèles 3D pour les pédicules et corps vertébraux séparément, ce qui permet l'identification facile des centres des corps vertébraux et des pédicules, qui sont utilisés pour calculer les LCS. Si un autre algorithme générant une autre configuration de modèles 3D est utilisé dans le futur, tel qu'une seule surface fermée pour toute la vertèbre, il faudra alors développer une autre méthode pour déterminer les centres des corps vertébraux et des pédicules pour pouvoir définir le repère local de la vertèbre, avant d'aligner les nuages de points.

Ce premier alignement des LCS correspondants lors de l'alignement global du MÉF sur le CBCT permet d'améliorer la robustesse de l'algorithme ICP et d'aligner les nuages de points avec une bonne précision pour tous les patients de la cohorte avec une différence en translation sous les 2mm ( $1.6 \pm 0.4\text{mm}$ ). L'ICP est une méthode sensible à la position initiale des objets à aligner (Besl & McKay, 1992) et le premier alignement des LCS était assez près de l'alignement final pour éviter les problèmes d'inversion d'axes principaux après l'alignement des nuages de points. Puisque la simulation de recalage de multiples niveaux aligne les LCS et non les nuages de points, il est possible de comparer les deux types d'alignement en observant les vertèbres recalées (crâniale pour le résultat de l'alignement des LCS et caudale pour l'alignement des nuages de points). L'alignement des nuages de points pour la simulation de recalage à multiples niveaux n'a cependant pas été testé et pourrait faire l'objet d'une étude dans le futur pour évaluer quelle approche est la plus pertinente.

La méthode de recalage a été implémentée pour être exécutée de manière automatique afin de faciliter son utilisation éventuelle en clinique et simplifier le processus de navigation. Seule l'identification des vertèbres limites visibles dans les images CBCT est faite manuellement, alors que les reconstructions 3D des résultats de simulations du MÉF, la création de repères locaux pour les vertèbres du MÉF et du CBCT, puis du recalage peuvent être exécutées automatiquement.



L'algorithme de segmentation automatique quant à lui a été exécuté séparément des autres étapes par des collaborateurs de l'université de Ljubljana en Slovénie pour les 18 patients de la cohorte.

Malgré que les résultats prometteurs pour la méthode de recalage lorsque comparés à des techniques répandues de pairage de marqueurs fiduciels et de surface (Glossop, Hu, & Randle, 1996; Rahmathulla et al., 2014), elle comporte tout de même des limitations. Plusieurs des méthodes utilisées pour calculer les positions des marqueurs anatomiques sur les modèles 3D des images CBCT n'ont pas été entièrement validées et l'erreur de translation induite est inconnue. De plus, le maillage du rachis dans le MÉF est modélisé en prenant qu'un seul point de contrôle de la reconstruction 3D pour générer les corps vertébraux, soit le centre du plateau supérieur. Une spline passant par chacun de ces points pour chaque vertèbre de T1 à L5 est ensuite utilisée pour générer l'orientation des plateaux des corps vertébraux comme étant perpendiculaires à cette courbe, puis les diamètres et hauteurs vertébrales sont générés selon la longueur de la spline. Les résultats de simulations sous la forme de fichiers de type O3 sont alors générés en utilisant des nœuds de ce maillage dont l'exactitude n'a pas été testée comme points de contrôles. La reconstruction 3D des résultats de simulations est faite en se basant sur ces fichiers O3, donc le modèle surfacique utilisé pour le recalage est aussi déformé. Puisque l'axe local  $\bar{z}$  de chaque vertèbre du MÉF est orienté selon la droite passant par le centre du plateau inférieur et le centre du plateau supérieur, cette orientation n'est pas garantie d'être la même que celle observée dans la reconstruction 3D. Sur la Figure 6.1, il est possible d'observer certaines des orientations vertébrales incohérentes qui résultent de la méthode utilisée pour construire le MÉF.

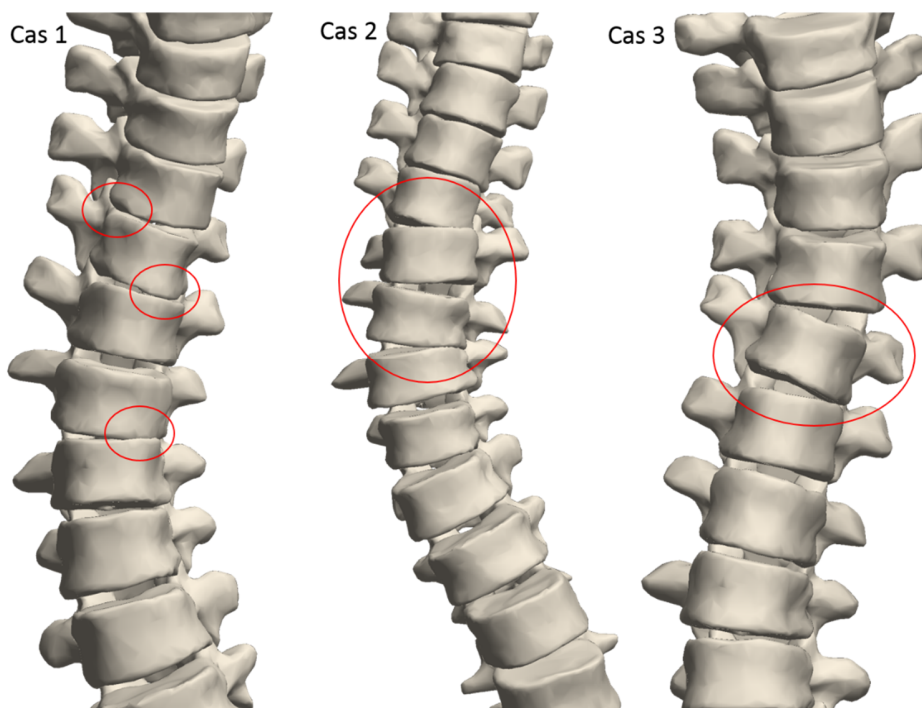


Figure 6.1 Pour les 3 premiers cas de la cohorte : Reconstruction des modèles surfaciques des vertèbres avec le fichier O3 de la reconstruction 3D, avec chacun de leur LCS recalé sur les LCS des vertèbres correspondantes du fichier O3 généré à la fin de la construction du modèle

Des travaux sont en cours afin de prendre en compte l'ensemble des points de contrôles de la reconstruction dans la construction du maillage pour s'assurer de respecter la géométrie du rachis observée sur les radiographies biplanaires. Comme la méthode proposée s'appuie fortement sur la position et l'orientation des LCS et des géométries des vertèbres reconstruites, les résultats de recalages sont assurément impactés dans une certaine mesure qui est présentement inconnue, jusqu'à ce que la forme du maillage des vertèbres observées lors de ce projet soit comparée au MÉF révisé. Pour avoir une meilleure indication de la précision du recalage, la méthode proposée devra être validée à nouveau en l'appliquant à la même cohorte, mais avec le MÉF révisé. Il sera aussi intéressant d'implémenter l'alignement des nuages de points pour toutes les vertèbres recalées lorsque les géométries du MÉF seront plus fidèles à celles de la reconstruction 3D à partir des radiographies biplanaires. Cependant, une analyse qualitative des résultats visuels montrés à la Figure 4.13 permet d'observer que le positionnement global du patient dans le MÉF après la simulation de recalage de multiples niveaux est très similaire (surfaces confondues) à celui observé

sur les images CBCT, malgré les déformations locales des vertèbres du MÉF. L'alignement est ici forcé, ce qui donne des différences en translation et en orientation faibles.

L'approche utilisée pour faire le recalage du MÉF sur le patient lors de l'opération serait facilement transposable à d'autres interventions sur la colonne vertébrale guidée avec un navigateur basé sur des images CBCT. Comme l'O-arm est aussi utilisé pour plusieurs autres chirurgies de la colonne vertébrale (Y. Kotani et al., 2007), l'algorithme de segmentation automatique et de création des LCS pour chaque vertèbre pourrait être utilisé de manière similaire ou avec de légères modifications aux paramètres d'estimation de l'écart type de l'algorithme MSAC pour des vertèbres de cas adultes. Parmi ces chirurgies, on retrouve le traitement de la scoliose et de dégénérescence des disques intervertébraux par la fusion de niveaux en utilisant les vis pédiculaires (Knez et al., 2016). De plus, comme l'algorithme utilisé segmente les pédicules et corps vertébraux uniquement, il se prête à des chirurgies pour lesquelles des ostéotomies des parties postérieures sont utilisées.

La méthode de recalage pourrait aussi être transposée à d'autres modèles biomécaniques numériques du rachis simulant des chirurgies qui sont naviguées à l'aide d'images CBCT. Comme mentionné plus haut, les fichiers O3, qui regroupent les positions en 3D des points de contrôles du rachis générés au moment de la reconstruction 3D à partir des radiographies biplanaires et qui sont déjà utilisés par de nombreux logiciels et modèles biomécaniques à travers le monde, sont utilisés dans ce projet pour reconstruire en 3D la géométrie à recalcr. Les modèles biomécaniques numériques qui utilisent ce format pour décrire la géométrie de la colonne vertébrale avant et après les simulations pourront être recalés avec des modifications minimales aux paramètres utilisés par la méthode de recalage proposée. Les modifications consisteraient à identifier les géométries à déplacer dans le modèle numérique, que ce soit des nœuds ou des éléments pour un MÉF ou un corps rigide pour une approche multicorps, et d'utiliser la méthode décrite à la section 3.5.5 pour déterminer les déplacements à appliquer comme conditions limites pour faire la simulation de recalage de multiples niveaux. Ce recalage serait pertinent pour des modèles biomécaniques numériques où le positionnement du patient est important, que ce soit pour ceux qui sont utilisés pour étudier des chirurgies ou pour générer des planifications chirurgicales.

La méthode d'acquisition de la position des vis dans le modèle a été testée sur un fantôme développé spécifiquement pour pouvoir simuler la chirurgie d'AVBT. La précision relevée lors de ces expériences est moins élevée que celle rapportée dans la littérature, soit une précision de  $0.20 \text{ mm} \pm 0.10 \text{ mm}$  en translation en effectuant des expériences similaires, mais avec un fantôme cubique rigide (Koivukangas, Katisko, & Koivukangas, 2013). L'erreur en translation mesurée dans le cadre de ce projet était plus grande ( $1.0 \pm 0.4 \text{ mm}$ ), ce qui pourrait être expliqué par le fait que le support qui a été utilisé pour rigidifier le rachis du fantôme permettait une rotation axiale, due aux forces appliquées par la masse du tournevis et à la faible rigidité des disques intervertébraux fabriqués en uréthane ayant un très faible module d'Young de 195 kPa (Dan Aukes, 2010). Certaines de ces déformations étaient visibles à l'œil durant les expériences.

En utilisant des acquisitions simulées en plaçant des vis dans le modèle 3D des vertèbres du CBCT, la simulation des manipulations de correction a été exécutée avec succès. Cependant, les forces de tension appliquées dans le modèle devront probablement être revues à la baisse, car les têtes de vis réelles se retrouvent moins enfoncées d'environ 4mm du corps vertébral par rapport à celles qui étaient modélisées dans le MÉF initialement, qui ne prenait pas la réelle géométrie des implants Zimmer Dynesys. Cette distance additionnelle devrait agir comme un bras de levier qui est plus important sur la vertèbre, ce qui devrait induire une correction plus grande. Concernant les acquisitions réelles sur le fantôme qui n'ont pas été transférées dans le MÉF, il faudrait faire plus de tests pour démontrer ce concept, contrairement à une inférence par simulation d'acquisition des positions sur le modèle 3D du rachis. Les étapes d'acquisition et d'exportation vers le MÉF devront être testées en un essai sur le même sujet, soit sur un différent fantôme pour lequel il est possible d'effectuer la segmentation automatique et de construire le MÉF, ou bien directement sur un patient en clinique en observant la position acquise avec la méthode proposée et en la comparant avec une seconde acquisition CBCT après l'insertion.

La méthode proposée pour faire l'acquisition de la position des vis fonctionne uniquement si la référence dynamique du patient reste fixe tout au long de la procédure. Certains chirurgiens qui utilisent le système uniquement pour naviguer les positions des ports thoracoscopiques positionnent cette référence dynamique sur la hanche du patient et la retire avant d'installer les vis, car elle s'allonge jusqu'au-dessus de la cage thoracique, bloquant ainsi certains instruments par la suite. Un positionnement de la référence dynamique du patient qui permettrait de naviguer

l'insertion des vis serait sur l'apophyse épineuse de la vertèbre apicale, un positionnement qui a déjà été utilisé pour des cas d'AVBT (Joshi et al., 2018). De plus, le positionnement de la référence dynamique à cet endroit pourrait permettre de suivre des légers déplacements du rachis et d'ajuster en conséquence la position du patient virtuel.

La première implémentation du tournevis AVBT navigué a été faite avec une référence dynamique Medtronic attachée à un outil Zimmer. L'utilisation de cette référence dynamique présente certaines limitations importantes. Comme la référence dynamique SureTrak est amovible, la précision des acquisitions pourrait être affectée négativement dans le cas où la pince est mal fixée au tournevis. Il est aussi nécessaire de calibrer cette référence dynamique pour chaque utilisation, une calibration qui s'est fait pour ce projet avec l'outil de calibration spécialement conçu, qui a uniquement été fabriqué par impression 3D et qui ne serait pas approuvé pour l'utilisation en salle opératoire. Une autre limitation est que les orientations des axes  $\bar{z}$  et  $\bar{y}$  de la vis n'ont pas pu être déterminées directement sur l'acquisition de position, mais estimant  $\bar{z}$  comme étant alignée le plus possible le long de l'axe caudo-cranial. La précision et l'effet de cette estimation n'ont pas été observés lors de ce projet. Une solution alternative à la référence dynamique SureTrak pourrait être l'utilisation d'un taraudeur Medtronic avec une référence dynamique intégrée, qui a été utilisé par (Joshi et al., 2018) pour naviguer la profondeur des trous lors de procédures d'AVBT. Cependant, le taraudeur ne permettrait encore pas de déterminer l'orientation des axes  $\bar{z}$  et  $\bar{y}$  de la vis et pourrait mal estimer la position réelle de la tête de la vis. La solution idéale serait de concevoir un tournevis spécifique pour des vis d'AVBT avec une référence dynamique intégrée, qui permettrait de déterminer directement l'orientation de tous les axes locaux de la vis et éliminerait le besoin de fixer et calibrer l'outil à chaque utilisation.

L'acquisition de la position des vis est présentement activée par un bouton dans l'interface utilisateur du logiciel SimNav (Annexe A) développé pour regrouper les fonctions de recalage et d'acquisition des positions des vis. Cette étape nécessite de choisir le niveau visé dans un menu déroulant avant de faire l'acquisition, mais pourrait être simplifié en ajoutant une étape après avoir reçu les coordonnées 3D du navigateur qui détermine quelle est la vertèbre des images CBCT la plus près du point  $A_{GCS}(x, y, z)$  acquis.

Le logiciel SimNav développé au cours de ce projet comporte une interface utilisateur qui permet d'effectuer chaque étape de la méthode de recalage et d'acquisition des positions des vis séparément pour faire l'observation des résultats intermédiaires dans la fenêtre. L'ensemble du recalage peut aussi être effectué de manière automatique avec une seule instruction, excluant l'algorithme de segmentation et l'identification des vertèbres limites dans les images CBCT. L'algorithme de segmentation n'est présentement qu'accessible par l'université de Ljubljana, mais il faudrait éventuellement l'intégrer à SimNav pour que le logiciel puisse effectuer l'ensemble des fonctions montrées dans ce mémoire. Pour intégrer davantage le MÉF au navigateur et l'utiliser en clinique, l'O-arm devrait pouvoir envoyer directement les images à SimNav, qui commencerait le recalage dès la fin de l'acquisition pour éviter que le personnel médical ait à effectuer des opérations supplémentaires à leur charge de travail habituelle. De plus, le chirurgien devrait pouvoir lancer une acquisition de position de vis avec une pédale ou une commande vocale pour minimiser les perturbations dans la salle opératoire. Le logiciel a aussi été conçu de manière à pouvoir intégrer les améliorations futures au modèle, en prenant en entrée les fichiers O3 de sortie des simulations, qui ne changeront probablement pas de format dans le futur proche. Le logiciel permet aussi de changer les fichiers de macros de simulations manuellement et d'automatiser l'exécution de simulations successives pour un ou plusieurs patients, ce qui pourrait être utilisé pour d'autres projets utilisant des MÉF implémentés dans ANSYS.

L'intégration du MÉF à la navigation chirurgicale permet d'ouvrir les possibilités de guidage de la manœuvre pour exécuter la planification définie préopératoirement, mais n'a pas été visé par les objectifs de ce projet. Des études ont été effectuées pour explorer les effets de différentes trajectoires de vis (Cobetto, Parent, et al., 2018), mais la trajectoire optimale pour chacune des vis reste encore peu documentée. Pour ce qui est des manipulations de correction, la correction initiale optimale à effectuer est encore mal définie et devra être le sujet d'une étude approfondie. Cependant, les trajectoires et corrections pourraient éventuellement être déterminées par une optimisation faite par le MÉF et exportées vers le système de navigation avec la méthode de recalage proposée dans le futur. La navigation de la planification basée sur le MÉF devra être explorée davantage dans le futur avant l'utilisation en clinique pour l'AVBT. Un navigateur qui permettrait l'intégration de nouveaux logiciels pourrait accélérer le développement d'un système de guidage intégrant le MÉF.

La navigation est controversée parmi les chirurgiens pour la chirurgie d'AVBT, car sa réelle utilité est parfois questionnée et les acquisitions O-arm exposent le patient à beaucoup plus de radiations ionisantes que la fluoroscopie ou les radiographies, soit des modalités qui ont aussi été utilisées pour cette procédure. La dose de radiation reçue par un patient lors d'une acquisition CBCT avec l'O-arm est de l'ordre de  $3.24 \pm 0.04$  millisieverts (mSv)(Lange et al., 2013), alors que la fluoroscopie pour toute la durée d'une intervention au torse peut être de l'ordre de  $0.49 \pm 0.37$ mSv (Steinfert, Einsiedel, & Irving, 2010) et une radiographie autour de 0.2mSv par cliché (Newman, John, Goske, & Hernanz-Schulman, 2011). Certains chirurgiens utilisent uniquement la fluoroscopie et obtiennent de bons résultats (Cunin, 2015b), tandis que d'autres utilisent l'O-arm et la fluoroscopie (Samdani et al., 2014b, 2015) ou bien l'O-arm et des radiographies, comme le Dr A. Noelle Larson. L'O-arm occasionne une exposition aux radiations ionisantes définitivement plus importantes que la fluoroscopie et les radiographies et son utilisation devra être justifiée dans le futur en comparant les résultats à long termes des interventions guidées avec les différentes combinaisons de modalités utilisées intraopératoirement. L'acquisition d'images CBCT intraopératoires permet cependant d'élargir les possibilités de guidage de la chirurgie d'AVBT avec le navigateur et le MÉF, ce qui pourrait ainsi réduire le risque de complications à long terme, nécessitant de l'imagerie additionnelle potentiellement ionisante. De plus, le transfert du plan au système interventionnel pourrait permettre aux chirurgiens de moins utiliser les images médicales acquises après l'acquisition CBCT et de plus s'appuyer sur la navigation, réduisant ainsi la dose de radiations totale pour une intervention AVBT.

Finalement, les résultats présentés démontrent qu'il est possible de recaler le MÉF sur le patient lors de l'opération et d'utiliser le navigateur pour y ajouter des informations importantes telle la position des implants, ce qui sera utile pour guider l'exécution de la planification dans le futur. Cependant, il sera nécessaire de tester les outils développés dans un environnement clinique pour confirmer la vraie valeur dans un contexte opératoire. Les prochaines étapes seront de faire la preuve de concept pour des systèmes de guidage des manœuvres et d'optimisation des paramètres de la planification à l'aide du MÉF.

## CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Au cours de ce projet de maîtrise, les études réalisées visaient à faire l'intégration d'un MÉF personnalisé à un système de navigation chirurgicale, dans le but d'assister l'exécution du plan pour l'AVBT basée sur ce même MÉF. Les objectifs du projet étaient de développer une méthode pour recalcr le MÉF sur le patient et sur le système interventionnel en intraopératoire et de faire l'acquisition de la réelle position des vis dans le modèle pour mettre à jour la prédiction faite par le MÉF. Les méthodes développées ont permis d'atteindre ces objectifs en recalant le MÉF sur les images CBCT du patient en position intraopératoire, puis en permettant de faire l'acquisition de la position des vis à la fin de chaque insertion en utilisant le navigateur connecté à un ordinateur. De plus, ces méthodes ont été implémentées sous la forme d'un logiciel nommé SimNav et des concepts pour le guidage des manœuvres de correction ont aussi été élaborés pour donner des pistes de solutions pour la suite du développement d'un système de navigation basé sur l'utilisation du MÉF.

Malgré que les méthodes développées montrent des résultats similaires à d'autres approches utilisées en clinique, le chapitre de discussion a montré que plusieurs des outils développés restent au stade de preuve de concept. L'incertitude associée au recalage est semblable à celle de la reconstruction 3D à partir de radiographies biplanaires qui est la source des données géométriques du MÉF, mais la méthode devra tout de même être testée et validée lors de réelles chirurgies. Pour ce qui est de l'acquisition de la position des vis, l'utilisation de la référence dynamique amovible est une solution qui demande une calibration supplémentaire au personnel médical et qui pourrait se désajuster lors de la chirurgie. De plus, les méthodes d'acquisition des positions des vis jusqu'à leur utilisation dans le MÉF devront être testées sur un seul patient ou fantôme et non par inférence avec un fantôme et un modèle 3D.

Les outils développés dans le cadre de ce projet de maîtrise ont permis de démontrer la faisabilité de l'intégration d'un MÉF personnalisé à un système de navigation chirurgicale. L'ensemble des méthodes développées et des travaux futurs proposés s'inscrivent dans le développement d'un système utilisable en clinique qui permettra d'intégrer la planification préopératoire par simulations des manœuvres avec un MÉF personnalisé, le recalage sur le patient en position intraopératoire ainsi que la mise à jour du plan et le guidage des manœuvres pour l'AVBT. Un tel système visera



à améliorer les résultats à long terme du traitement de la scoliose par chirurgie d'instrumentation AVBT et réduire les complications qui y sont associées. Pour qu'un tel système voie le jour, des projets futurs devront se pencher sur l'optimisation des paramètres chirurgicaux dans le MÉF, ainsi que sur la conception d'un système de guidage de l'insertion des vis et de la manœuvre de correction de la courbe.

## BIBLIOGRAPHIE

- Akbarnia, B. A., Campbell, R. M., Dimeglio, A., Flynn, J. M., Redding, G. J., Sponseller, P. D., ... Yazici, M. (2011). Fusionless procedures for the management of early-onset spine deformities in 2011: what do we know? *Journal of Children's Orthopaedics*, 5(3), 159–172. <https://doi.org/10.1007/s11832-011-0342-6>
- Akbarnia, B. A., & Emans, J. B. (2010). Complications of Growth-Sparing Surgery in Early Onset Scoliosis. *Spine*, 35(25), 2193–2204. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181f070b5>
- Akbarnia, B. A., Pawelek, J. B., Cheung, K. M. C., Demirkiran, G., Elsebaie, H., Emans, J. B., ... Growing Spine Study Group. (2014). Traditional Growing Rods Versus Magnetically Controlled Growing Rods for the Surgical Treatment of Early-Onset Scoliosis: A Case-Matched 2-Year Study. *Spine Deformity*, 2(6), 493–497. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2014.09.050>
- Armand, M., Lepistö, J. V. S., Merkle, A. C., Tallroth, K., Liu, X., Taylor, R. H., & Wenz, J. (2004). Computer-aided orthopedic surgery with near-real-time biomechanical feedback. *Johns Hopkins APL Technical Digest Applied Physics Laboratory*, 25(3), 242–252.
- Aubin, C. É., Clin, J., & Rawlinson, J. (2018). Biomechanical simulations of costo-vertebral and anterior vertebral body tethers for the fusionless treatment of pediatric scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(1), 254–264. <https://doi.org/10.1002/jor.23648>
- Bächler, R., Bunke, H., & Nolte, L.-P. (2001). Restricted surface matching - Numerical optimization and technical evaluation. *Computer Aided Surgery*, 6(3), 143–152. <https://doi.org/10.1002/igs.1017>
- Ballock, R. T., & O'Keefe, R. J. (2003). Physiology and pathophysiology of the growth plate. *Birth Defects Research Part C: Embryo Today: Reviews*, 69(2), 123–143. <https://doi.org/10.1002/bdrc.10014>
- Bargar, W. L., Bauer, A., & Börner, M. (1998). Primary and revision total hip replacement using the ROBODOC® system. In *Clinical Orthopaedics and Related Research* (pp. 82–91). <https://doi.org/10.1097/00003086-199809000-00011>

- Barr, A. H. (1981). Superquadrics and Angle-Preserving Transformations. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1(1), 11–23. <https://doi.org/10.1109/MCG.1981.1673799>
- Bertrand, S., Laporte, S., Parent, S., Skalli, W., & Mitton, D. (2008). Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography Reconstruction tridimensionnelle de la cage thoracique à partir de la stéréoradiographie. / *IRBM*, 29, 278–286. <https://doi.org/10.1016/j.rbmret.2008.03.005>
- Besl, P. J., & McKay, N. D. (1992). A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. <https://doi.org/10.1109/34.121791>
- Betz, R. R., Ranade, A., Samdani, A. F., Chafetz, R., D’Andrea, L. P., Gaughan, J. P., ... Mulcahey, M. J. (2010, January 15). Vertebral body stapling: A fusionless treatment option for a growing child with moderate idiopathic scoliosis. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181c6dff5>
- Boudreault, F. (1994). Comportement mecanique des unites fonctionnelles: T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lesees du rachis humain. *ProQuest Dissertations and Theses*. Retrieved from [http://ezproxy.ithaca.edu:2048/login?url=https://search.proquest.com/docview/304155062?accountid=11644%0Ahttp://ithaca-primo.hosted.exlibrisgroup.com/openurl/01ITHACACOL/01ITHACACOL\\_SP?sid/primo.exlibrisgroup.com-proquest&rft.genre=dissertations+%26+these](http://ezproxy.ithaca.edu:2048/login?url=https://search.proquest.com/docview/304155062?accountid=11644%0Ahttp://ithaca-primo.hosted.exlibrisgroup.com/openurl/01ITHACACOL/01ITHACACOL_SP?sid/primo.exlibrisgroup.com-proquest&rft.genre=dissertations+%26+these)
- Castro-Mateos, I., Pozo, J. M., Pereanez, M., Lekadir, K., Lazary, A., & Frangi, A. F. (2015). Statistical Interspace Models (SIMs): Application to Robust 3D Spine Segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 34(8), 1663–1675. <https://doi.org/10.1109/TMI.2015.2443912>
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., & Vanneuville, G. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics*, 18(3), 167–176. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90202-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7)
- Cho, H. S., Park, I. H., Jeon, I. H., Kim, Y. G., Han, I., & Kim, H. S. (2011). Direct application of MR images to computer-assisted bone tumor surgery. *Journal of Orthopaedic Science*, 16(2),

190–195. <https://doi.org/10.1007/s00776-011-0035-5>

- Clarke, J. V, Deakin, A. H., Nicol, A. C., & Picard, F. (2010). Measuring the positional accuracy of computer assisted surgical tracking systems. *Computer Aided Surgery*, 15(1–3), 13–18. <https://doi.org/10.3109/10929081003775774>
- Cobetto, N., Aubin, C. E., & Parent, S. (2017). Surgical Planning and Follow-up of Anterior Vertebral Body Growth Modulation in Pediatric Idiopathic Scoliosis Using a Patient-Specific Finite Element Model Integrating Growth Modulation. *Spine Deformity*, 6(4), 344–350. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2017.11.006>
- Cobetto, N., Aubin, C. E., & Parent, S. (2018). Contribution of Lateral Decubitus Positioning and Cable Tensioning on Immediate Correction in Anterior Vertebral Body Growth Modulation. *Spine Deformity*, 6(5), 507–513. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2018.01.013>
- Cobetto, N., Parent, S., & Aubin, C. E. (2018). 3D correction over 2 years with anterior vertebral body growth modulation: A finite element analysis of screw positioning, cable tensioning and postoperative functional activities. *Clinical Biomechanics*, 51(November), 26–33. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.11.007>
- Crawford, C. H., & Lenke, L. G. (2010). Growth Modulation by Means of Anterior Tethering Resulting in Progressive Correction of Juvenile Idiopathic Scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 92(1), 202–209. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01728>
- Cunin, V. (2015a). Early-onset scoliosis-Current treatment. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 101(1), S109–S118. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.032>
- Cunin, V. (2015b). Early-onset scoliosis-Current treatment. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 101(1), S109–S118. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.032>
- D’Ercole, M. (2013). *Méthode de mesure automatique intraopératoire des déformations du rachis scoliotique*. Retrieved from <https://publications.polymtl.ca/1289/>
- Dan Aukes. (2010). Using Polymers in SDM. Retrieved November 8, 2018, from <http://bdml.stanford.edu/twiki/bin/view/Manufacturing/SDMUsingPolymers.html>
- De Siebenthal, J., Grützner, P. A., Zimolong, A., Rohrer, U., & Langlotz, F. (2004). Assessment

- of video tracking usability for training simulators. *Computer Aided Surgery*, 9(3), 59–69. <https://doi.org/10.1080/10929080400021266>
- De Silva, T., Uneri, A., Ketcha, M. D., Reaungamornrat, S., Kleinszig, G., Vogt, S., ... Siewerdsen, J. H. (2016). 3D-2D image registration for target localization in spine surgery: Investigation of similarity metrics providing robustness to content mismatch. *Physics in Medicine and Biology*, 61(8), 3009–3025. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/8/3009>
- Driscoll, M., Aubin, C. E., Moreau, A., & Parent, S. (2011). Biomechanical comparison of fusionless growth modulation corrective techniques in pediatric scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49(12), 1437–1445. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0801-8>
- Dubousset, J., Charpak, G., Skalli, W., de Guise, J., & Kalifa, G. (2010). EOS: A NEW IMAGING SYSTEM WITH LOW DOSE RADIATION IN STANDING POSITION FOR SPINE AND BONE & JOINT DISORDERS. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(01), 1–12. <https://doi.org/10.1142/S0218957710002430>
- Duke, D. W. (1993). Cluster Computing Exploits Performance and Cost Advantages. *Computers in Physics*, 7(2), 176. <https://doi.org/10.1063/1.4823163>
- Evans, L., Olson, J. D., Cai, Y., Fan, X., Paulsen, K. D., Roberts, D. W., ... Lollis, S. S. (2018). Stereovision Co-Registration in Image-Guided Spinal Surgery: Accuracy Assessment Using Explanted Porcine Spines. *Operative Neurosurgery*, 0(0), 1–6. <https://doi.org/10.1093/ons/opy023>
- Flynn, J. M., Emans, J. B., Smith, J. T., Betz, R. R., Deeney, V. F., Patel, N. M., & Campbell, R. M. (2013). VEPTR to Treat Nonsyndromic Congenital Scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 33(7), 679–684. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e31829d55a2>
- Foley, K. T., Simon, D. a, & Rampersaud, Y. R. (2001). Virtual fluoroscopy: computer-assisted fluoroscopic navigation. *Spine*, 26(4), 347–351. <https://doi.org/10.1097/00007632-200102150-00009>
- Glossop, N. D., Hu, R. W., & Randle, J. A. (1996). Computer-aided pedicle screw placement using frameless stereotaxis. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/00007632-199609010-00021>

- Güttler, H. (2011). *Speeding to a Solution ANSYS HPC helps a consulting firm evaluate high-fidelity models with rapid turnaround*. Retrieved from <https://www.ansys.com/-/media/ansys/corporate/resourcelibrary/article/aa-v5-i3-speeding-to-a-solution.pdf>
- Hansen, N., & Ostermeier, A. (2001). Completely derandomized self-adaptation in evolution strategies. *Evolutionary Computation*, 9(2), 159–195. <https://doi.org/10.1162/106365601750190398>
- Herzog, J., Bhambhani, N., Lui, D., Bishop, T., & Bernard, J. (2017). Anterior Vertebral Body Tethering for Adolescent Idiopathic Scoliosis: One-Year Results on the First 17 Patients. *The Spine Journal*, 17(11), S330. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.10.045>
- Holcombe, S. (2015). inpolyhedron - are points inside a triangulated volume? (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/37856-inpolyhedron-are-points-inside-a-triangulated-volume>). *MATLAB Central File Exchange*.
- Huang, E. H., Copp, S. N., & Bugbee, W. D. (2015). Accuracy of A Handheld Accelerometer-Based Navigation System for Femoral and Tibial Resection in Total Knee Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 30(11), 1906–1910. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.05.055>
- 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. *Medical Engineering and Physics*, 31(6), 681–687. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.003>
- J. Cobb. (1948). Outline for the Study of Scoliosis. *Instructional Course Lectures*, 5, 261–275.
- Jacob, A. L., Messmer, P., Kaim, A., Suhm, N., Regazzoni, P., & Baumann, B. (2000). A whole-body registration-free navigation system for image-guided surgery and interventional radiology. *Investigative Radiology*, 35(5), 279–288. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10803668>
- Ji, S., Fan, X., Paulsen, K. D., Roberts, D. W., Mirza, S. K., & Lollis, S. S. (2015). Patient Registration Using Intraoperative Stereovision in Image-guided Open Spinal Surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(9), 2177–2186. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2415731>

- Joshi, V., Cassivi, S. D., Milbrandt, T. A., & Larson, A. N. (2018). Video-assisted thoracoscopic anterior vertebral body tethering for the correction of adolescent idiopathic scoliosis of the spine. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezy200>
- Kadoury, S., Labelle, H., & Paragios, N. (2013). Spine segmentation in medical images using manifold embeddings and higher-order MRFs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32(7), 1227–1238. <https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2244903>
- Kikinis, R., Pieper, S. D., & Vosburgh, K. G. (2014). 3D Slicer: A Platform for Subject-Specific Image Analysis, Visualization, and Clinical Support. In *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy* (pp. 277–289). New York, NY: Springer New York. [https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7657-3\\_19](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7657-3_19)
- Knez, D., Likar, B., Pernus, F., & Vrtovec, T. (2016). Computer-Assisted Screw Size and Insertion Trajectory Planning for Pedicle Screw Placement Surgery. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 35(6), 1420–1430. <https://doi.org/10.1109/TMI.2016.2514530>
- Knez, D., Mohar, J., Cirman, R. J., Likar, B., Pernuš, F., & Vrtovec, T. (2018). Variability Analysis of Manual and Computer-Assisted Preoperative Thoracic Pedicle Screw Placement Planning. *Spine*, 1. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002659>
- Knudson, D. V. (2007). *Fundamentals of biomechanics*. Springer. Retrieved from [https://books.google.ca/books?id=9Fz0K94Q3UYC&dq=Knudson,+D.+V.+\(2007\).+Fundamentals+of+biomechanics:+Springer&lr=&source=gbs\\_navlinks\\_s](https://books.google.ca/books?id=9Fz0K94Q3UYC&dq=Knudson,+D.+V.+(2007).+Fundamentals+of+biomechanics:+Springer&lr=&source=gbs_navlinks_s)
- Koivukangas, T., Katisko, J. P., & Koivukangas, J. P. (2013). Technical accuracy of optical and the electromagnetic tracking systems. *SpringerPlus*, 2(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-90>
- Kotani, T., Akazawa, T., Sakuma, T., Koyama, K., Nemoto, T., Nawata, K., ... Minam, S. (2014). Accuracy of pedicle screw placement in scoliosis surgery: A comparison between conventional computed tomography-based and O-arm-based navigation techniques. *Asian Spine Journal*, 19(1), 331–338. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1091-9>
- Kotani, Y., Abumi, K., Ito, M., Takahata, M., Sudo, H., Ohshima, S., & Minami, A. (2007). Accuracy analysis of pedicle screw placement in posterior scoliosis surgery: Comparison

- between conventional fluoroscopic and computer-assisted technique. *Spine*, 32(14), 1543–1550. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318068661e>
- Kowal, J., Amstutz, C., Langlotz, F., Talib, H., & Ballester, M. G. (2007). Automated bone contour detection in ultrasound B-mode images for minimally invasive registration in computer-assisted surgery - An in vitro evaluation. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 3(4), 341–348. <https://doi.org/10.1002/rcs.160>
- Kowal, J., Langlotz, F., & Nolte, L.-P. (2007). Basics of Computer-Assisted Orthopaedic Surgery. In *Navigation and MIS in Orthopedic Surgery* (pp. 2–8). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-36691-1\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-540-36691-1_1)
- Kumar, S., & Adeli, H. (1995). Distributed Finite-Element Analysis on Network of Workstations—Implementation and Applications. *Journal of Structural Engineering*, 121(10), 1456–1462. [https://doi.org/10.1061/\(ASCE\)0733-9445\(1995\)121:10\(1456\)](https://doi.org/10.1061/(ASCE)0733-9445(1995)121:10(1456))
- Labelle, H., Aubin, C.-E., Jackson, R., Lenke, L., Newton, P., & Parent, S. (2011). Seeing the Spine in 3D. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31(1 Suppl), S37–S45. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3181fd8801>
- Lalonde, N. M., Villemure, I., Pannetier, R., Parent, S., & Aubin, C. E. (2010). Biomechanical modeling of the lateral decubitus posture during corrective scoliosis surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(6), 510–516. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.03.009>
- Lamarre, M.-E., Parent, S., Labelle, H., Aubin, C.-E., Joncas, J., Cabral, A., & Petit, Y. (2009). Assessment of Spinal Flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 34(6), 591–597. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318193a23d>
- Lamarre, M. E., Parent, S., Labelle, H., Aubin, C. E., Joncas, J., Cabral, A., & Petit, Y. (2009). Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: Suspension versus side-bending radiography. *Spine*, 34(6), 591–597. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318193a23d>
- Lange, J., Karellas, A., Street, J., Eck, J. C., Lapinsky, A., Connolly, P. J., & Dipaola, C. P. (2013). Estimating the effective radiation dose imparted to patients by intraoperative cone-beam computed tomography in thoracolumbar spinal surgery. *Spine*, 38(5).



<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318281d70b>

- Low, K. (2004). Linear Least-squares Optimization for Point-to-plane ICP Surface Registration. *Chapel Hill, University of North Carolina*, (February), 2–4. Retrieved from [https://www.iscs.nus.edu.sg/~lowkl/publications/lowk\\_point-to-plane\\_icp\\_techrep.pdf](https://www.iscs.nus.edu.sg/~lowkl/publications/lowk_point-to-plane_icp_techrep.pdf)
- Mac-Thiong, J. M., Aubin, C. É., Dansereau, J., de Guise, J. A., Brodeur, P., & Labelle, H. (1999). Registration and geometric modelling of the spine during scoliosis surgery: A comparison study of different pre-operative reconstruction techniques and intra-operative tracking systems. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 37(4), 445–450. <https://doi.org/10.1007/BF02513328>
- Martel, A. L., Heid, O., Slomczykowski, M., Kerslake, R., & Nolte, L. P. (1998). Assessment of 3-dimensional magnetic resonance imaging fast low angle shot images for computer assisted spinal surgery. *Computer Aided Surgery*, 3(1), 40–44. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0150\(1998\)3:1<40::AID-IGS6>3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0150(1998)3:1<40::AID-IGS6>3.0.CO;2-L)
- Martin, F. (1990). Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire. *Génie Biologique et Médical Option Biomécanique, ENSAM, Paris*.
- Maurer, C. R., Gaston, R. P., Hill, D. L. G., Gleeson, M. J., Taylor, M. G., Fenlon, M. R., ... Hawkes, D. J. (1999). AcouStick: A Tracked A-Mode Ultrasonography System for Registration in Image-Guided Surgery. In *Medical {Image} {Computing} and {Computer}-{Assisted} {Intervention} – {MICCAI}'99* (pp. 953–962). Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/10704282\\_104](https://doi.org/10.1007/10704282_104)
- McCarthy, R. E., Sucato, D., Turner, J. L., Zhang, H., Henson, M. A. W., & McCarthy, K. (2010). Shilla Growing Rods in a Caprine Animal Model: A Pilot Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 468(3), 705–710. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1028-y>
- Meskers, C. G. M., Fraterman, H., Van Der Helm, F. C. T., Vermeulen, H. M., & Rozing, P. M. (1999). Calibration of the “Flock of Birds” electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 629–633. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00011-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00011-1)
- Miyanji, F., & Parent, S. (2018). Anterior vertebral body tethering (AVBT) for early-onset

- scoliosis. In *Early Onset Scoliosis: A Clinical Casebook* (pp. 117–134). Cham: Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-71580-3\\_10](https://doi.org/10.1007/978-3-319-71580-3_10)
- Nam, D., Cody, E. A., Nguyen, J. T., Figgie, M. P., & Mayman, D. J. (2014). Extramedullary guides versus portable, accelerometer-based navigation for tibial alignment in total knee arthroplasty: A randomized, controlled trial: Winner of the 2013 HAP PAUL award. *Journal of Arthroplasty*, 29(2), 288–294. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.06.006>
- Newman, B., John, S., Goske, M., & Hernanz-Schulman, M. (2011). Pause and Pulse: Radiation Dose in Pediatric Fluoroscopy. *Pediatrics in Review*, 32(9), e83–e90. <https://doi.org/10.1542/pir.32-9-e83>
- Nolte, L. P., & Beutler, T. (2004). Basic principles of CAOS. *Injury*, 35 Suppl 1, S-A6-16. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2004.05.005>
- Nolte, L. P., Slomczykowski, M. a, Berlemann, U., Strauss, M. J., Hofstetter, R., Schlenzka, D., ... Lund, T. (2000). A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation. *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*, 9 Suppl 1, S78--88. <https://doi.org/10.1007/PL00010026>
- Oswald, M., Citak, M., Kendoff, D., Kowal, J., Amstutz, C., Kirchhoff, T., ... Hüfner, T. (2008). Accuracy of navigated surgery of the pelvis after surface matching with an a-mode ultrasound probe. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(6), 860–864. <https://doi.org/10.1002/jor.20551>
- Ouellet, J. (2011). Surgical technique: Modern Luqué Trolley, a self-growing rod technique. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469(5), 1356–1367. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1783-4>
- Panjabi, M. M., Brand, R. A., & White, A. A. (1976). Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics*, 9(4), 185–192. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90003-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90003-8)
- Pearsall, D. J., Reid, J. G., & Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of Biomedical Engineering*, 24(2), 198–210. <https://doi.org/10.1007/BF02667349>

- Petit, Y., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2004). Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(1), 55–60. <https://doi.org/10.1007/BF02351011>
- Pezowicz, C., & Glowacki, M. (2012). The mechanical properties of human ribs in young adult. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(2), 53–60. <https://doi.org/10.5277/abb120207>
- Pflugi, S., Liu, L., Ecker, T. M., Schumann, S., Larissa Cullmann, J., Siebenrock, K., & Zheng, G. (2016). A cost-effective surgical navigation solution for periacetabular osteotomy (PAO) surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 11(2), 271–280. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1267-1>
- Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clinical Biomechanics*, 19(3), 240–247. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.11.014>
- Qureshi, S., Lu, Y., McAnany, S., & Baird, E. (2014, December). Three-dimensional intraoperative imaging modalities in orthopaedic surgery: A narrative review. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-22-12-800>
- Rahmathulla, G., Nottmeier, E. W., Pirris, S. M., Deen, H. G., & Pichelmann, M. A. (2014). Intraoperative image-guided spinal navigation: technical pitfalls and their avoidance. *Neurosurgical Focus*, 36(3), E3. <https://doi.org/10.3171/2014.1.FOCUS13516>
- Rasoulilian, A., Rohling, R., & Abolmaesumi, P. (2013). Lumbar spine segmentation using a statistical multi-vertebrae anatomical shape+pose model. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32(10), 1890–1900. <https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2268424>
- Samdani, A. F., Ames, R. J., Kimball, J. S., Pahys, J. M., Grewal, H., Pelletier, G. J., & Betz, R. R. (2014a). Anterior Vertebral Body Tethering for Idiopathic Scoliosis: Two-Year Results. *Spine*, 39(20), 1688–1693. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000472>
- Samdani, A. F., Ames, R. J., Kimball, J. S., Pahys, J. M., Grewal, H., Pelletier, G. J., & Betz, R. R. (2014b). Anterior vertebral body tethering for idiopathic scoliosis: Two-year results. *Spine*, 39(20), 1688–1693. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000472>

- Samdani, A. F., Ames, R. J., Kimball, J. S., Pahys, J. M., Grewal, H., Pelletier, G. J., & Betz, R. R. (2015). Anterior vertebral body tethering for immature adolescent idiopathic scoliosis: one-year results on the first 32 patients. *European Spine Journal*, 24(7), 1533–1539. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3706-z>
- Sati, M., Stäubli, H. U., Bourquin, Y., Kunz, M., & Nolte, L. P. (2002). Real-Time Computerized in Situ Guidance System for ACL Graft Placement. *Computer Aided Surgery*, 7(1), 25–40. <https://doi.org/10.3109/10929080209146014>
- Scheufler, K. M., Franke, J., Eckardt, A., & Dohmen, H. (2011). Accuracy of image-guided pedicle screw placement using intraoperative computed tomography-based navigation with automated referencing. Part II: Thoracolumbar spine. *Neurosurgery*, 69(6), 1307–1316. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e31822ba190>
- Schwarzenbach, O., Berlemann, U., Stoll, T. M., & Dubois, G. (2005). Posterior dynamic stabilization systems: DYNESYS. *The Orthopedic Clinics of North America*, 36(3), 363–372. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2005.03.001>
- Seitel, A., Rasouljan, A., Rohling, R., & Abolmaesumi, P. (2015). Lumbar and thoracic spine segmentation using a statistical multi-object shape+pose model. *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, 20, 221–225. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-14148-0\\_19](https://doi.org/10.1007/978-3-319-14148-0_19)
- Skaggs, D. L., Akbarnia, B. A., Flynn, J. M., Myung, K. S., Sponseller, P. D., & Vitale, M. G. (2014). A Classification of Growth Friendly Spine Implants. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 34(3), 260–274. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000000073>
- Steinfort, D. P., Einsiedel, P., & Irving, L. B. (2010). Radiation Dose to Patients and Clinicians During Fluoroscopically-Guided Biopsy of Peripheral Pulmonary Lesions. *Respiratory Care*, 55(11), 1469–1474. Retrieved from <http://rc.rcjournal.com/content/respcare/55/11/1469.full.pdf>
- Sterba, M., Arnoux, P.-J., Labelle, H., Warner, W. C., & Aubin, C.-É. (2018). Biomechanical analysis of spino-pelvic postural configurations in spondylolysis subjected to various sport-related dynamic loading conditions. *European Spine Journal*, 27(8), 2044–2052.

<https://doi.org/10.1007/s00586-018-5667-0>

- Stokes, I. A. F. (1994). Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. *Spine*, 19(Supplement), 236–248. <https://doi.org/10.1097/00007632-199401001-00020>
- Stokes, I. A. F. (2007). Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation. *European Spine Journal*, 16(10), 1621–1628. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0442-7>
- Stokes, I. A. F., Aronsson, D. D., Dimock, A. N., Cortright, V., & Beck, S. (2006). Endochondral growth in growth plates of three species at two anatomical locations modulated by mechanical compression and tension. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(6), 1327–1334. <https://doi.org/10.1002/jor.20189>
- Tjardes, T., Shafizadeh, S., Rixen, D., Paffrath, T., Bouillon, B., Steinhausen, E. S., & Baethis, H. (2010). Image-guided spine surgery: State of the art and future directions. *European Spine Journal*, 19(1), 25–45. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1091-9>
- Torr, P. H. S., & Zisserman, A. (1996). MLESAC: A new robust estimator with application to estimating image geometry. *Computer Vision and Image Understanding*, 78(c), 138–156. <https://doi.org/10.1006>
- Trochu, F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with Computers*, 9(3), 160–177. <https://doi.org/10.1007/BF01206346>
- Van De Kelft, E., Costa, F., Van Der Planken, D., & Schils, F. (2012). A prospective multicenter registry on the accuracy of pedicle screw placement in the thoracic, lumbar, and sacral levels with the use of the O-arm imaging system and stealthstation navigation. *Spine*, 37(25), E1580–E1587. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318271b1fa>
- Villemure, I., Aubin, C.-É., Dansereau, J., & Labelle, H. (2002). Simulation of Progressive Deformities in Adolescent Idiopathic Scoliosis Using a Biomechanical Model Integrating Vertebral Growth Modulation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(6), 784. <https://doi.org/10.1115/1.1516198>
- Wagner, A., Schicho, K., Birkfellner, W., Figl, M., Seemann, R., König, F., ... Ewers, R. (2002).

- Quantitative analysis of factors affecting intraoperative precision and stability of optoelectronic and electromagnetic tracking systems. *Medical Physics*, 29(5), 905–912. <https://doi.org/10.1118/1.1469625>
- Walti, J., Jost, G. F., & Cattin, P. C. (2014). A New Cost-Effective Approach to Pedicular Screw Placement. *MICCAI AE-CAI - Lecture Notes in Computer Science*, 8678(Lecture Notes in Computer Science), 90–97. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-10437-9\\_10](https://doi.org/10.1007/978-3-319-10437-9_10)
- Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Cheng, J. C. Y., Danielsson, A., & Morcuende, J. A. (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*, 371, 1527–1537. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(08\)60658-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60658-3)
- Weng, Y.-J., Hsu, R. W.-W., & Hsu, W.-H. (2009). Comparison of Computer-Assisted Navigation and Conventional Instrumentation for Bilateral Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 24(5), 668–673. <https://doi.org/10.1016/J.ARTH.2008.03.006>
- White, A. A. A., & Panjabi, M. M. M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine; second edition*. Lippincott. Lippincott.
- Wybier, M., & Bossard, P. (2013). Musculoskeletal imaging in progress: The EOS imaging system. *Joint Bone Spine*. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2012.09.018>
- Yazici, M., Acaroglu, E. R., Alanay, A., Deviren, V., Cila, A., & Surat, A. (2001). Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(2), 252–256. <https://doi.org/10.1097/00004694-200103000-00025>
- Zhao, J., Liu, Y., Fan, M., Liu, B., He, D., & Tian, W. (2018). Comparison of the Clinical Accuracy Between Point-to-Point Registration and Auto-Registration Using an Active Infrared Navigation System. *SPINE*, 43(22), E1329–E1333. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002704>
- Zheng, G., Kowal, J., González Ballester, M. A., Caversaccio, M., & Nolte, L. P. (2007). Registration techniques for computer navigation. *Current Orthopaedics*, 21(3), 170–179. <https://doi.org/10.1016/j.cuor.2007.03.002>

Zheng, G., & Nolte, L. P. (2015). Computer-Assisted Orthopedic Surgery: Current State and Future Perspective. *Frontiers in Surgery*, 2(December), 66.  
<https://doi.org/10.3389/fsurg.2015.00066>

## ANNEXE A – LOGICIEL SIMNAV

Le logiciel SimNav a été développé pour implémenter les méthodes de recalage du MÉF sur les images CBCT et pour faire l'acquisition des positions des vis dans le MÉF, mais aussi pour effectuer des simulations de la chirurgie d'AVBT sans prendre en compte les informations intraopératoires, avec la possibilité de définir différents scénarios d'instrumentations pour un même patient. Les outils développés sont accessibles depuis l'interface utilisateur (IU) qui est montrée à la figure suivante :

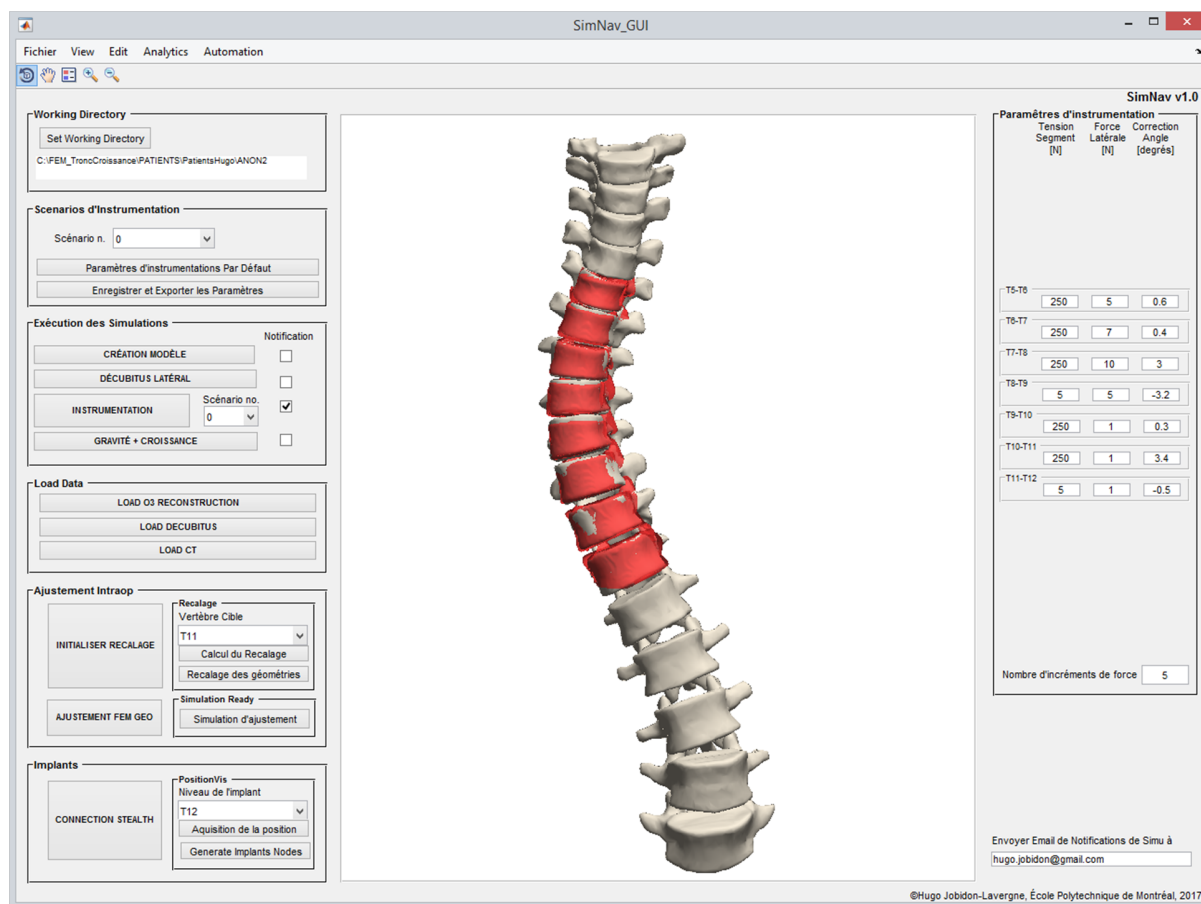


Figure A.1 IU du logiciel SimNav

### Panneaux

Cette interface comporte 7 panneaux qui regroupent des boutons et menus pour accomplir différentes tâches ou définir certains paramètres, soit : (1) le dossier de travail du patient, (2) le choix du scénario d'instrumentation à définir, (3) l'exécution de simulations, (4) le chargement de



données intra-opératoires, (5) le recalage du MÉF sur les images CBCT, (6) l'acquisition des positions des implants dans le MÉF et (7) les paramètres d'instrumentations pour un scénario donné.

### ***Dossier de travail du patient***

Le chemin du dossier du patient est déterminé en cliquant le bouton « set working directory », puis est affiché dans la case au-dessous.

### ***Choix du scénario d'instrumentation à définir***

Le numéro du scénario à définir est choisi avec le menu déroulant, puis il est possible de définir les paramètres d'instrumentation par défaut qui ont été définis dans des simulations de correction précédentes. Il est ensuite nécessaire d'enregistrer les paramètres dans SimNav et de les exporter dans un fichier de format cmd qui sera lu par le solveur de simulation au moment de l'exécuter. C'est dans ce panneau que les vertèbres limites instrumentées sont définies.

### ***Exécution des simulations***

Chaque étape de simulation est exécutée par un bouton identifié par la description de celle-ci, soit : la création du modèle, la simulation de transition de la position debout vers la position intraopératoire décubitus latéral, la simulation des manipulations de correction, puis la transition vers la position debout et la croissance sur 2 ans. Pour la simulation d'instrumentation, il est nécessaire d'avoir enregistré un scénario d'instrumentation et de le choisir dans le menu déroulant avant de l'exécuter. Pour toutes les simulations, il est possible d'activer l'envoi d'une notification par courriel une fois terminée en cochant la boîte correspondante. Ce courriel comprend le fichier de résultats de simulation en pièce jointe et le nombre d'erreurs rencontrées. Le destinataire est défini dans une case qui se situe dans le coin droit, au bas de l'IU.

### ***Chargement des données intraopératoires***

Le fichier de reconstruction O3 en format LIS est d'abord chargé dans SimNav, puis la reconstruction 3D du résultat de la simulation de mise en décubitus latéral est faite. Les modèles 3D des images CBCT peuvent être chargés à tout moment et le repère local sera créé.

### ***Recalage du MÉF sur les images CBCT***

Le bouton « initialiser recalage » détermine la vertèbre ayant des surfaces fermée la plus distale, puis fait apparaître le sous-panneau « recalage ». Ce sous-panneau permet de changer la vertèbre cible pour l'alignement global rigide par un menu déroulant, de calculer la matrice de transformation  $T_{\text{GlobalFEM} \rightarrow \text{CBCT}}$  en afficher l'alignement des nuages de points, puis de l'appliquer à toutes les géométries restantes.

Le bouton « Ajustement FEM geo » calcule et affiche les déplacements à appliquer pour la simulation de recalage de multiples niveaux et fait apparaître le sous-panneau « simulation d'ajustement », qui permet de lancer la simulation et d'afficher le recalage final par la suite.

### ***Acquisition de la position des vis dans le MÉF***

Le bouton « connexion stealth » permet d'initialiser la connexion TCP/IP avec le navigateur lorsque celui-ci est branché à l'ordinateur. Le niveau ciblé doit d'abord être spécifié dans le menu déroulant, puis la position de la vis peut être acquise. Une fois la position de toutes les vis acquises, les nœuds des implants sont générés, puis enregistrés dans un fichier de format cmd qui sera lu par le solveur au moment de générer les éléments de vis. Cette dernière étape ajuste aussi les paramètres d'instrumentations pour le scénario 0 (configuration d'implant), qui est réservé à la simulation avec les données intraopératoires.

### ***Paramètres d'instrumentations***

Les paramètres d'instrumentations, soient la tension dans le câble entre chaque niveau, la force latérale appliquée dans le sens de la vis pour aplatir la courbe, la correction visée et le nombre d'incréments de force sont définis pour un scénario donné.

## **Menus**

Dans le haut de l'IU se retrouve 5 menus déroulants : (1) fichier, (2) affichage, (3) édition, (4) analyses et (5) automatisations.

### ***Fichier***

Le menu fichier permet d'enregistrer les données chargées dans SimNav, ainsi que les paramètres modifiés dans un fichier de données Matlab qui peut être chargé plus tard. Cette fonction peut être utilisée pour continuer un travail sur un patient après avoir quitté le logiciel. Il est aussi possible d'enregistrer les données de l'espace SimNav dans l'espace de travail de base pour accéder aux

données plus facilement. La figure en cours peut aussi être « enregistrée sous » avec un fond transparent et une haute résolution. La structure des données associées aux modèles CBCT peut aussi être enregistrée dans un fichier de données Matlab.

### ***Afficher***

Les objets graphiques tels les reconstructions 3D du MÉF, CBCT ou vis à différentes étapes peuvent être affichées ou cachées en les cochant ou décochant.

### ***Édition***

Les macros utilisées pour les différentes simulations peuvent être changées directement dans l'IU pour faire des expérimentations avec d'autres algorithmes. Les macros utilisées peuvent aussi être affichées avec le chemin du fichier.

### ***Analyses***

Les calculs pour comparer les positions du MÉF et des images CBCT à différentes étapes du recalage peuvent être exécutés et sauvegarder depuis ce menu.

### ***Automations***

Les opérations automatisées sont lancées depuis ce menu. Il est possible d'effectuer toutes les opérations de recalage en un clic pour le patient en cours, ou pour tous les patients de la cohorte de validation d'un seul coup.