

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

BIOMÉCANIQUE DE L'ANCRAGE DE VIS PÉDICULAIRES POUR
L'INSTRUMENTATION DU RACHIS : UNE APPROCHE NUMÉRIQUE ET
EXPÉRIMENTALE

ROHAN-JEAN BIANCO
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR
(GÉNIE MÉCANIQUE)
DECEMBRE 2015

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

BIOMÉCANIQUE DE L'ANCRAGE DE VIS PÉDICULAIRES POUR
L'INSTRUMENTATION DU RACHIS : UNE APPROCHE NUMÉRIQUE ET
EXPÉRIMENTALE

présentée par : BIANCO Rohan-Jean

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

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

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph.D., présidente

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

M. ARNOUX Pierre-Jean, D.Sc., membre et codirecteur de recherche

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

M. PARENT Stefan, M.D., Ph.D., membre

M. AVRIL Stéphane, Ph.D., membre et rapporteur

M. TILLIER Yannick, Ph.D., membre et rapporteur

M. COHEN-ADAD Julien, Ph.D., représentant du directeur des études supérieures

DÉDICACE

*À mes parents, pour la chance que vous m'avez donnée,
À ma famille, pour tout le reste, merci.*

REMERCIEMENTS

Ce projet de doctorat a été effectué en cotutelle entre l'École Polytechnique de Montréal et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille (UMRT21 Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux/ Aix Marseille Université). Le projet s'est inscrit dans le cadre d'une collaboration liée au Laboratoire international – Imagerie et biomécanique du rachis iLab-Spine, ainsi que dans le cadre de la Chaire CRSNG/Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale.

Je remercie tout d'abord mes directeurs de recherche, Dr. Carl-Éric Aubin, Dr. Pierre-Jean Arnoux et Dr. Jean-Marc Mac-Thiong pour leur encadrement, leur sens critique et surtout la confiance qu'ils m'ont accordée. Je voudrais également remercier les membres de mon comité conseil (John Coleman et Yvan Petit) et mentor (Eric Wagnac) du programme de formation MEDITIS pour leurs conseils précieux. Je remercie les membres du jury et rapporteurs pour leur disponibilité et l'intérêt porté à ce projet de recherche. Je remercie Brian Murrell, John Coleman et Jeremy Rawlinson pour leur accueil chaleureux durant le stage MEDITIS chez Medtronic.

Je souhaite également remercier mes collègues actuels et anciens du iLab-Spine, Léo, Maxime, Manon, Marion, Manuel, Aurélie, Juan, Claire et Christiane pour les nombreuses discussions et conseils que vous m'avez apportés. Un grand merci à mes collègues de Polytechnique, Bahe et Franck, mes compagnons de galère, Olivier mon second mentor, Frédérique DB, Nikita, Frédérique DP, Julien G, Julien C, Laure, Viviane, Rany, Sarah... Un autre grand merci à mes collègues et autres membres du LBA, Lucie, Audrey, Damien, Florent, Dorian, Guillermo, Christian, Sanae, Wei... J'ai certainement oublié des prénoms, mais ces années entre les deux laboratoires ont été véritablement un plaisir.

Finalement, je remercie tout particulièrement mes proches et toutes les personnes que j'ai pu rencontrer durant cette aventure sur plusieurs continents.

Ce travail de recherche a été financé par le Conseil de recherches en sciences naturelles et génie du Canada (Chaire de recherche industrielle avec Medtronic du Canada), le programme de

formation MEDITIS (CRSNG) et la fondation A*MIDEX (Aix-Marseille Université Initiative d'Excellence, n° ANR 11-IDEX-0001-02).

RÉSUMÉ

La scoliose est une pathologie qui cause une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Elle peut être d'origine congénitale, neuromusculaire ou dite idiopathique (de cause inconnue). Cette maladie apparaît généralement durant l'adolescence et les cas dits « évolutifs » touchent à 90% les filles. La scoliose idiopathique adolescente a une prévalence de 3% à 5% et environ 10% des patients nécessiteront un traitement. Pour des déformations sévères, le principal traitement utilisé est la correction par instrumentation, en général par abord postérieur. Des vis sont alors insérées dans les vertèbres, à travers les pédicules. Elles servent de lien pour appliquer des manœuvres chirurgicales de correction afin d'aligner la colonne dans le plan coronal et transverse, et restaurer les courbes dans le plan sagittal. Des tiges d'instrumentation sont fixées aux vis pour maintenir la correction du rachis. L'objectif des implants est, à court terme, de permettre l'application des manœuvres de correction et de maintenir la correction des déformations scoliotiques et, à long-terme, de rigidifier et stabiliser le rachis par une fusion osseuse. Les vis pédiculaires subissent des efforts importants et variables en intensité et direction tout au long de leur utilisation, ce qui peut entraîner des micro-fractures ou un déchaussement partiel ou total pendant les manœuvres et en période postopératoire, menant à des risques de défaillance. Un bon ancrage biomécanique des vis pédiculaires dans les vertèbres est donc nécessaire pour assurer une correction sécuritaire.

L'ancrage biomécanique des vis pédiculaires dépend de paramètres intrinsèques de la vertèbre (forme et taille des vertèbres, densité et distribution osseuse), donc du patient, mais aussi des techniques chirurgicales d'insertion des vis, comme le choix de la trajectoire d'insertion ou le quantité d'os enlevé au point d'insertion des vis. Toutefois, le design des vis (forme de filets, type de filetage) et le choix de la dimension des implants et de la technique d'insertion (préparation du point d'entrée, diamètre du taraudage ou trajectoire d'insertion) reposent encore principalement sur des principes empiriques et sur l'expérience des chirurgiens. Un certain nombre d'études expérimentales ont permis de déterminer les effets des paramètres les plus importants, mais de par l'aspect destructif et la forte variabilité expérimentale des tests, peu d'études ont pu examiner quantitativement un ensemble de paramètres pertinents. De plus, les tests expérimentaux pour l'évaluation de la performance d'ancrage des vis pédiculaires se font

traditionnellement avec des tests standards d'arrachement via des forces appliquées axialement à la vis, mais cela ne représente qu'un sous-ensemble des forces que les vis pédiculaires subissent lors des manœuvres chirurgicales ou après l'intervention durant des mouvements fonctionnels. L'étude du comportement des vis pédiculaires sous chargements non-axiaux n'est pas standardisée ce qui rend la comparaison des différentes études antérieures complexe. Plusieurs équipes ont étudié le comportement des vis pédiculaires en utilisant la méthode de modélisation par éléments finis. Néanmoins, il n'existe pour l'instant pas de modèle pouvant représenter avec détail le comportement de vis pédiculaires, des structures osseuses et de l'interface de contact lors de sollicitations intraopératoires.

L'objectif général de ce projet doctoral est d'étudier l'influence des choix chirurgicaux et des variations morphologiques des vertèbres sur l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires. L'hypothèse que nous souhaitons vérifier est que les paramètres relatifs à la condition physiopathologique du patient et les choix des chirurgiens influencent de façon significative ($p < 0.05$) l'ancrage biomécanique de la vis pédiculaire. Pour cela, nous avons fait le choix de combiner une modélisation détaillée de l'interaction vis-vertèbre à l'acquisition de données expérimentales indispensables pour valider les outils de simulation.

Un modèle par élément finis d'une vertèbre L3 a été développé pour représenter de manière réaliste et détaillée l'interface de contact entre la vis et la vertèbre, incluant une répartition fine des structures osseuses (trabéculaire et corticale) et des propriétés des matériaux élastoplastiques simulant la rupture osseuse. Des simulations de tests d'arrachement axial ont été réalisées afin de déterminer les effets de deux trajectoires d'insertion, deux diamètres de vis, deux longueurs de vis et deux types de filetage. L'étude a permis de montrer que le diamètre des vis a un effet prédominant par rapport aux autres facteurs sur la performance d'ancrage des vis. La meilleure trajectoire d'insertion a été celle qui favorise la proximité avec les parois corticales latérales du pédicule et du corps vertébral. Les vis à filets simples ont eu un meilleur ancrage que les vis à filets doubles. Les profils de fractures étaient tous semblables, avec des ruptures initiales en pointe de vis se propageant le long des vis jusqu'à l'arrachement complet.

L'importance de paramètres spécifiques au patient et liés aux choix chirurgicaux sur la qualité de l'ancrage a été évaluée numériquement en considérant des chargements axiaux et non-axiaux. Les paramètres ainsi étudiés ont été : l'épaisseur de l'os cortical (5e, 50e ou 95e percentile), le niveau vertébral (T3 ou T8), la qualité osseuse (normale ou ostéoporotique), le diamètre des vis pédiculaires (5.5 ou 6.5 mm), l'engagement osseux des vis (unicortical ou bicortical) et enfin la taille de l'élargissement du point d'entrée (EPE) (os cortical intact, EPE minimal et EPE large). Le diamètre des vis avait un effet prédominant (pour une vis 6.5 mm comparé à 5.5 mm, augmentation de 30-35% en raideur initiale et force à l'arrachement dans toutes les directions) dans toutes les directions de chargement. Globalement, l'os cortical était également un paramètre clé dans l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires. Cette étude a permis de montrer qu'une baisse globale de densité osseuse de 20% (correspondant à un passage d'une densité normale à une densité ostéoporotique) conduit à une baisse de 30% en raideur initiale et baisse de 20% en force à l'arrachement dans toutes les directions de chargements. Néanmoins, la densité osseuse ne semblait pas être un facteur prédominant dans l'ancrage des vis pédiculaires puisque le diamètre des vis avait des effets supérieurs (+35% sur la force à la rupture).

L'analyse de l'insertion d'une vis dans un trou pré-taraudé d'un diamètre inférieur à celui de la vis a finalement été réalisée numériquement. Deux aspects des phénomènes se produisant lors de l'insertion des vis pédiculaire ont été simulés. Une première simulation d'insertion a été effectuée en insérant les 4 premiers filets de la vis dans un pré taraudage de diamètre de 1 mm inférieur à celui de la vis et en appliquant ensuite un moment autour de l'axe de la vis. L'autre type de simulation a été effectué par une expansion radiale d'un mm d'une vis virtuelle pour atteindre l'équilibre à sa dimension et position finale réelles. L'analyse des contraintes et des forces de contact a montré que les zones d'os trabéculaire entre les filets des vis ou des parois de l'os cortical atteignent des niveaux proches de la limite en déformations et des fractures initiales apparaissent. Des effets irréversibles de fracture osseuse et de précontraintes ont été observés, pouvant conduire à des risques de défaillances lors de chargements subséquents sur la vis. Les zones les plus déformées se trouvent aux alentours de la pointe de vis et dans le canal pédiculaire. Le modèle a également permis de montrer que les champs de contraintes générées par des vis de plus grands diamètres produisent plus de zones de concentration de contraintes et d'initiation de

fractures. De plus, le design des vis à profil cylindrique et à simple filetage produisaient un champ de contraintes plus uniforme et moins de zones d'initiation de fractures.

Un second volet du travail a permis de caractériser expérimentalement le comportement des vis pédiculaires thoracique lors de chargements non axiaux. Les expériences ont été effectuées sur 12 vertèbres cadavériques où deux types de filetage (filets simples ou doubles), deux points d'insertion (médial ou latéral), deux trajectoires d'insertion (horizontale ou oblique) et deux types de chargements (latéral ou crânial) ont été testés pour un total de 24 expériences. Les vis ont été soumises à 4 chargements sinusoïdaux cycliques de 0 à 400N. Les résultats ont montré que le premier cycle de chargement entraînait une forte déformation osseuse (déplacement moyen de la tête de vis de 0.79 mm), qui ensuite s'accumulait progressivement au cours des cycles suivant pour atteindre 1.75 mm de déplacement de la tête de vis en moyenne. Ce phénomène de tassement osseux et cumul des déformations permanentes est susceptible d'avoir un impact sur la tenue des vis, car il peut conduire à la déformation limite et rupture de l'os. Les chargements latéraux induisaient une déformation osseuse plus importante et plus de risques de déchaussement de vis que les chargements crâniens. Les vis à filets doubles ont montré une raideur initiale supérieure à celle des vis à filets simples.

Les résultats générés dans cette thèse ont permis de confirmer que des paramètres relatifs à la condition physiopathologique du patient (densité osseuse et épaisseur de l'os cortical) et aux choix des chirurgiens (diamètre et longueur des vis, design de vis, trajectoire d'insertion et quantité d'os cortical rongé à l'insertion) influencent de façon significative ($p < 0.05$) l'ancrage biomécanique de la vis pédiculaire. Néanmoins, l'ensemble des études a été effectué basé sur un modèle générique. Chaque patient a des spécificités géométriques et des qualités osseuses propres pouvant avoir des effets sur l'ancrage biomécanique et les choix préopératoires. Les challenges pour les prochaines années seraient de se diriger vers une approche de personnalisation des simulations tenant en compte des spécificités de chaque patient.

Ce projet doctoral propose un modèle par éléments finis original et innovant prenant en compte l'interface de contact entre les structures osseuses et un comportement élastoplastique avec modélisation de la fracture osseuse pour décrire la biomécanique de l'interaction vis-

pédiculaire/vertèbre. De plus, ce projet a également permis de proposer un protocole et une méthode d'analyse pour l'étude de vis pédiculaires sous chargements non-axiaux. Les connaissances développées au cours de ce projet doctoral ont permis de fournir des recommandations pratiques pour les cliniciens ainsi que les développeurs d'implants biomédicaux, autant sur les futurs choix de design des vis pédiculaires que les choix de vis et leur placement afin d'obtenir un meilleur ancrage. À long terme, le modèle pourrait être adapté pour analyser plus en détail les caractéristiques spécifiques du patient et être utilisé comme une formation virtuelle ou d'un outil de planification préopératoire.

ABSTRACT

Scoliosis is a pathology that causes a three-dimensional deformation of the spine and rib cage. This disease usually appears during adolescence and “large progression” cases affect females 90% of the time. Adolescent idiopathic scoliosis has a prevalence of 3% to 5%, and around 10% of patients require a treatment. For severe spinal deformities, the main treatment is to surgically correct the spine by instrumentation. Screws are inserted into the vertebrae through the pedicles and are used to apply surgical maneuvers in order to align the column, after which instrumentation rods are attached to stabilize the spine. The short-term goals are to reduce the spinal curvature; the long-term goals are to stiffen the spine and promote arthrodesis. The pedicle screws undergo significant and variable forces during correction maneuvers and also after surgery while the patient undergoes functional movements, which can cause partial or total loosening of the screw construct. A strong connection between the screws and vertebrae is needed to ensure a safe correction.

The biomechanical anchorage of pedicle screws depends on the intrinsic parameters of the vertebrae (shape and size of the vertebrae, bone density and bone distribution), but also on the surgical insertion techniques of screws such as the trajectory or amount of bone removed at the insertion point. However, the design (thread design and type), the choice of the size of the implants, and insertion technique (preparation of the entry point, the diameter or tapping diameter) still depend on empirical principles and on the surgeon’s experience. Many studies have determined the effects of the main parameters affecting the pedicle screw anchorage, but due to the destructive aspects and the high experimental variability, only a few were able to compare relevant parameters. Moreover, most experimental tests are done with axial pullout forces, which do not fully represent the possible forces that are applied on the screws during surgical maneuvers or postoperatively. Non-axial loading tests are yet not standardized, which makes comparison between studies more complex. Many studies have investigated pedicle screw behaviour using finite element modelling. However, there is currently no model refined enough that can represent in detail the behaviour of pedicle screws, bone structures, and the contact interface during intraoperative loadings.

The overall objective of this doctoral project is to study the influence of surgical choices and morphological variations of vertebrae on the anchorage of pedicle screws. The investigated hypothesis is that the parameters relative to the patient and to a surgeon's choices significantly affect ($p < 0.05$) the biomechanical anchorage of pedicle screws. A combined approach of detail numerical modeling of the screw bone interaction and experimental tests has been used.

A first biomechanical analysis on an L3 vertebra model was first carried out. A finite element model of a vertebra was developed to realistically represent the contact interface between the screw and the vertebra, including a detailed distribution of bone structures (cortical and trabecular) with elastoplastic material properties simulating bone failure. Axial pullout tests were performed in order to determine the effect of two insertion trajectories, two screw diameters, two screw lengths, and two thread types. This study showed that the screw diameter is the predominant factor affecting pedicle screw anchorage performance. The best insertion trajectory was the one promoting the proximity to the lateral cortical wall of the pedicle and vertebral body. The single-threaded screw showed a better anchorage compared to the dual-thread screw. The failure patterns were all similar, with initial fractures around the screw tip, which then propagated along the screw shaft until total pullout.

The effects of patient-specific parameters (thickness of the cortical bone (5th, 50th or 95th percentile), vertebral level (T3 or T8), and bone density (normal or osteoporotic)) and parameters related to surgical choices (pedicle screw diameter (5.5 or 6.5 mm), bone engagement scenarios (unicortical or bicortical), and size entry point enlargement (EPE) (no, small and large EPE)) on screw anchorage performance under axial and non-axial loading conditions were assessed using the same finite element model. The screw diameter was the predominant factor for screw anchorage for all loading directions (increase of 30-35% in initial stiffness and force to failure for a 6.5 mm screw compared to a 5.5 mm screw). Overall, the cortical bone was also a key parameter in the biomechanical anchorage of pedicle screws. This study also showed that a 20% bone density decrease (corresponding to a transition from a normal density to an osteoporotic density) leads to a 30% decrease in initial stiffness and 20% decline in strength to pulling loads in all directions. However, the bone density was not the predominant factor as the screw diameter had superior effects on the pedicle screw anchorage (35% increase of the force to failure).

The effects of the insertion of a screw into a pre-tapped hole of a smaller diameter than the screw were analyzed. The model was adapted to simulate two aspects of the phenomena occurring during the insertion of the pedicle screw. A first simulation was performed by placing the first 4 threads of the screw in a pre-tapped hole of a diameter of 1 mm below the screw and a moment around the axis of the screw was applied at the screw head to simulate the screw insertion. A second simulation was performed by applying a 1 mm axial expansion on a smaller already inserted initial screw. The stress and contact force analysis showed that the trabecular bone area in between screw threads or the cortical wall reach stress levels close to the failure limit, and early fractures occurred. Irreversible effects of bone failure and pre-stress were observed, which could lead to weaker areas after subsequent loads on the screw. The most deformed areas and constraints were around the screw tip and in the pedicle channel, and when using 6.5 mm screw diameter. The most strained area was located around the screw tip and in the pedicle isthmus. The model also demonstrated that the stress fields generated by screws with larger diameters produced more stress concentration zones and initiated more bone fractures. In addition, cylindrical profile and single-thread designs resulted in more uniform stress distribution and fewer early fracture zones.

An experimental characterization of thoracic pedicle screw behavior under non-axial loading conditions was also performed. The experiments were performed on 12 cadaveric vertebrae where two thread types (single or dual), two insertion points (medial or lateral), two insertion paths (horizontal or oblique), and two types of loads (lateral or cranial) were tested in a total of 24 experiments. The screws were loaded 4 sinewave cycles from 0 to 400N. The results showed that the first load cycle resulted in a high bone deformation (with an average screw head displacement of 0.79 mm), which then gradually accumulated in the following cycles to reach on average 1.75 mm in bone compaction. The bone compaction and accumulation of permanent deformations may lead to the deformation limit and early failure of the bone. The lateral loads induced higher bone deformation and a greater risk of screw loosening than the cranial loads. Dual-thread screws showed a higher initial stiffness than single-thread screws.

The findings of this thesis confirm that patient-specific parameters related to the spine (bone density, cortical bone thickness) and surgeon's choices (screw diameter, length, screw design, insertion strategy and amount of cortical bone removed) significantly impact ($p < 0.05$) the biomechanical anchorage of pedicle screws. However, the results were based on a generic model. Every patient has specific bone geometry and bone quality that can have effects on the anchorage of pedicle screws and preoperative choices. Future challenges would be to head towards a customization approach of the simulations to take into account each patient specificities.

This project enabled the development of an original comprehensive finite element model, which takes into account the contact interface between the screw and the bone structures, and includes elastoplastic material properties that can simulate bone failure. Moreover, this project also introduced an experimental protocol to investigate the behavior of pedicle screws under non-axial loadings. The numerical and experimental tools have made possible the characterization of pedicle screw pullout mechanism during axial loading. The developed knowledge provides industrial recommendations on future pedicle screw design choices and also and clinical recommendations on the screw choices and placements that would ensure a better anchorage. In the future, this tool could be used to assist preoperative planning and also be associated with a computer-assisted surgery system to treat customized and complex cases.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT	XI
TABLE DES MATIÈRES	XV
LISTE DES TABLEAUX.....	XIX
LISTE DES FIGURES.....	XX
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXVI
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	5
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale	5
1.1.1 Colonne vertébrale	5
1.1.2 Vertèbres	6
1.1.3 Composition osseuse des vertèbres	8
1.2 Scoliose	11
1.3 Correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation	13
1.3.1 Les vis pédiculaires	13
1.3.2 Étapes d'une chirurgie d'instrumentation	16
1.3.3 Les choix chirurgicaux d'une correction du rachis par instrumentation.....	19
1.3.4 Risques liés à l'utilisation des vis pédiculaires	27
1.4 Études biomécaniques sur l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires	28
1.4.1 Apports des études expérimentales	29

1.4.2	Apports des études numériques.....	31
1.5	Les limites générales	35
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....		37
2.1	Question de recherche	37
2.2	Hypothèses de recherche	38
2.3	Objectifs	38
CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE TRAJECTOIRES, DIMENSIONS ET TYPES DE VIS PÉDICULAIRES POUR MINIMISER LES RISQUES D'ARRACHEMENT		41
3.1	Article #1 : Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement.....	41
3.1.1	Situation et résumé de l'article.....	41
3.1.2	Auteurs, affiliations et déclaration de conflit d'intérêts.....	42
3.1.3	Abstract	43
3.1.4	Introduction	44
3.1.5	Methods.....	45
3.1.6	Results	48
3.1.7	Discussion	49
3.1.8	Conclusion.....	52
3.1.9	References	53
3.1.10	Figures	56
3.1.11	Tables	61
CHAPITRE 4 COMPORTEMENT DES VIS PÉDICULAIRES THORACIQUE LORS DE CHARGEMENT NON AXIAUX.....		62
4.1	Article #2 : Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study.....	62
4.1.1	Situation et résumé de l'article.....	62

4.1.2	Auteurs, affiliations et déclaration de conflit d'intérêts	63
4.1.3	Abstract	65
4.1.4	Introduction	66
4.1.5	Methods.....	67
4.1.6	Results	69
4.1.7	Discussion	70
4.1.8	Conclusion.....	73
4.1.9	References	73
4.1.10	Figures	76
4.1.11	Tables	80
4.1.12	Supplemental PowerPoint Slides	82
CHAPITRE 5 LES EFFETS MORPHOLOGIQUES ET OSSEUX DES VERTÈBRES THORACIQUES SUR L'ANCRAGE BIOMÉCANIQUE DES VIS PÉDICULAIRES		85
5.1	Article #3 : Thoracic pedicle screw fixation analysis under axial and perpendicular loadings: a numerical analysis.....	85
5.1.1	Situation et résumé de l'article.....	85
5.1.2	Auteurs, affiliations et déclaration de conflit d'intérêts	86
5.1.3	Abstract	88
5.1.4	Introduction	88
5.1.5	Methods.....	90
5.1.6	Results	93
5.1.7	Discussion	94
5.1.8	Conclusion.....	96
5.1.9	References	96
5.1.10	Figures	99

5.1.11	Tables	103
5.2	Effet de la qualité osseuse sur l'ancrage des vis pédiculaires thoraciques.....	105
5.2.1	Introduction	105
5.2.2	Méthodes	105
5.2.3	Résultats	106
CHAPITRE 6 ANALYSE DES PRÉCONTRAINTES DANS L'OS LORS DE L'INSERTION D'UNE VIS DANS UN PRÉ-TARAUDAGE DE DIAMÈTRE INFÉRIEUR.....		111
6.1	Introduction	111
6.2	Méthodes	111
6.3	Résultats	114
6.3.1	Simulation d'insertion	114
6.3.2	Simulations d'expansion radiale	118
CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE		122
7.1	Interprétation des résultats et recommandations	122
7.2	Validité du modèle numérique	127
7.3	Discussion méthodologique	130
7.4	Perspectives	133
CONCLUSION		135
BIBLIOGRAPHIE		138

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3-1 : Material properties of the cortical and trabecular bone used in the FEM ¹⁵	61
Tableau 4-1 : Description of the design of experiment, bone density, anatomical features (Sp.: Specimen, BD: Bone Density, PW: Pedicle Width, VBL: Vertebral Body Length)	80
Tableau 4-2 : Results of mechanical indices extracted from F-D curves (IS: Initial Stiffness, DE: Dissipated Energy, D400: Displacement at 400N, Ra.: Ratchet, AC: Accumulated Ratchet after 4 cycles, x: Bone fracture, c.: cycle number).....	81
Tableau 5-1 : Three cortical bone thickness scenarios of different regions of the vertebra. (VB: Vertebral body, STP: Spinous and transverse processes, EP: Entry point, P_Sup: Superior pedicle wall, P_Inf: Inferior pedicle wall, P_Med: Medial pedicle wall, P_Lat: Lateral pedicle wall)	103
Tableau 5-2 : Material properties of the cortical and trabecular bone used in the FEM [28]	104
Tableau 5-3 : Range and average of initial stiffness and force to failure numerically obtained by loading directions	104
Tableau 5-4 : Propriétés mécaniques normales et estimation pour condition ostéoporotique.	106
Tableau 7-1 : Effet de la variation de la densité osseuse sur la raideur initiale et la force à la rupture du modèle et dans la littérature	128

LISTE DES FIGURES

- Figure 1-1 : Le rachis sain – vue latérale (gauche) et antéro-postérieure (droite). Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918).....6
- Figure 1-2: Structure vertébrale – a) thoracique et b) lombaire. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918)7
- Figure 1-3 : Système articulaire vertébral – a) thoracique et b) lombaire. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918).....8
- Figure 1-4: Composition osseuse vertébrale. Coupe dans le plan sagittal d’une vertèbre lombaire. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918) et de Wikipédia, l'encyclopédie libre, page consultée le 10 avril 2015 (<http://goo.gl/4enYtG>)9
- Figure 1-5 : Différentes cartographies des zones de plus faible densité osseuse et régions osseuses les plus faibles. Vues sagittale et transverse de A : Keller *et al.* (1992), B : Keller *et al.* (1989), C : Banse *et al.* (2001), D : Antonacci *et al.* (1997), et E : Chen *et al.* (2008)10
- Figure 1-6 : Trabécules et lignes de force sur une coupe coronale (A) et sur une coupe sagittale (B) du corps vertébral. Adaptée avec permission de Heggeness *et al.* (1997).....11
- Figure 1-7 : Mesure de l’angle de Cobb d’une double scoliose (lombaire et thoracique). Adaptée de Wikipédia, l'encyclopédie libre, page consultée le 10 avril 2015 (<http://goo.gl/lCEQqY>)12
- Figure 1-8 : Différences géométriques entre vis à profil conique et à filet double dans la zone distale (a) et vis à profil cylindrique à filet simple (b).14
- Figure 1-9 : Visualisation simplifiée de l’emplacement d’une vis pédiculaire dans une vertèbre thoracique. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea &

Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de http://www.bartleby.com/107/ (Gray <i>et al.</i> , 1918)	15
Figure 1-10 : Description et nomenclature des vis pédiculaires. Cet exemple est une vis à tête multiaxiale à filet double « conique » dans la partie distale de la vis.	15
Figure 1-11 : Types de profil de filet de vis pédiculaire. Tiré de ISO-6475 (1989)	16
Figure 1-12 : Rôle structurel, transfert des charges subies par les montages d'instrumentation et rôle de la fusion osseuse en fonction du temps. Adaptée de Benzel (2001) et de White <i>et al.</i> (1990)	16
Figure 1-13 : Étapes de la technique de localisation et insertion de vis. Adapté avec permission de Gaines (2000) 1 : localisation; 2 : dégagement et élargissement du point d'entrée; 3 : passage de la sonde; 4 : taraudage; 5 : insertion de la vis.	18
Figure 1-14 : Radiographies sagittale et frontale préopératoire (gauche) et postopératoire (droite) d'une colonne vertébrale atteinte de scoliose	19
Figure 1-15 : Mesure de la largeur transverse de l'isthme pédiculaire. Adaptée de Gray, H. (1918). <i>Anatomy of the human body</i> . Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de http://www.bartleby.com/107/ (Gray <i>et al.</i> , 1918).....	21
Figure 1-16 : Déformation des parties postérieures (gauche) et du corps vertébral (droite) due à la scoliose. Adaptée avec permission de White <i>et al.</i> (1990), Rainaut (1984) et Liljenqvist <i>et al.</i> (2002)	21
Figure 1-17 : Différentes stratégies de trajectoire d'insertion et localisation des points d'entrée. Adaptée avec permission de Dhawan <i>et al.</i> (2008).....	24
Figure 1-18 : Schéma de la stratégie d'insertion par perforation latérale du corps vertébral dite « in-out-in »	24
Figure 1-19 : Courbe de Force-Déplacement typique et indices mécaniques extrait.....	30
Figure 1-20 : Exemple de conditions de chargement pour tests biomécaniques d'ancrage de vis pédiculaires.....	31
Figure 1-21 : Exemples de modèles utilisés pour l'étude de l'ancrage de vis pédiculaires (sauf Wirth <i>et al.</i> (2010) qui représente une vis fémorale). Reproduit avec permissions.....	34

Figure 2-1 : Organisation des chapitres et objectifs traités	40
Figure 3-1 : Meshed L3 vertebra with a cylindrical single-lead thread screw (length 50mm, diameter 8.5 mm) inserted. Cortical regional thickness, elements used and mesh distribution shown. The bone was meshed with tetrahedral elements while the screw parts were meshed with triangular surfacic elements.	56
Figure 3-2 : Multi-axial screws and screw trajectories superimposed on the vertebra shape. a) Cylindrical single-lead thread on top and dual-lead thread with doubled pitch in the pedicle region and the inner diameter is slightly conical below. b) In the sagittal plane (right view), the screws were parallel to the upper endplate of the vertebral body. In the transverse plane (left view), in the Straight Forward trajectory the screw was parallel to the sagittal plane of the vertebral body, while in the Anatomic trajectory the screw was inserted along the transverse orientation of the pedicle. The arrows show the direction of the pullout force applied.	57
Figure 3-3: Generic load-displacement curve from the simulated pullout test. The curve is divided in a first linear elastic zone (A), a second elasto-plastic zone with bone damage (B) and a third zone after the total pullout of the screw (C).	58
Figure 3-4 : Peri-implant Von Mises stress distribution in the trabecular bone structure along the 6.5mm*50mm single-lead thread screw (top) and dual-lead thread screw (bottom) inserted in Straight Forward trajectory loaded with an axial force at 370N. Higher stress areas are observable around the screw tip and in the pedicle isthmus area (stress scale bars are at same level).	59
Figure 3-5 : Pareto chart for the initial stiffness (a) and peak pullout force (b). The standardized effects estimates (absolute values) are plotted and classified in order of influence on the model in terms of “t value”. Coupled effects are noted “a by b” where “a” and “b” are the factor denomination. Threshold level of significance was set at $P = 0.01$	60
Figure 3-6 : Box plot distribution of initial stiffness (top row) and peak pullout force (bottom row) for the 4 analyzed parameters: (1) type of screw; (2) screw diameter; (3) screw length; (4) screw trajectory. The best anchorage was obtained with the cylindrical single-lead thread screw of 8.5 mm diameter, 50 mm length with a Straight Forward trajectory.	60

- Figure 4-1: Three tested independent variables of the 8-test factorial DOE (Box, Hunter & Hunter). A – Screw type: conical dual-lead thread with doubled pitch in the distal part of the shaft and cylindrical single-lead thread. B – Loading direction. The arrows show the directions of the lateral and cranial forces. C – Screw trajectory: in the transverse plane, the screws were parallel to the sagittal plane or along the transverse orientation of the pedicle and in the sagittal plane, the screws were parallel to the upper endplate of the vertebral body or aiming downward.....76
- Figure 4-2 : Hydraulic testing machine (MTS 370.02 –15 kN) and experimental setup of a cranial loading case. Casted vertebra in resin is rigidly fixed on a bi-axial table. Markers for displacement tracking is attached to the screw head.....77
- Figure 4-3 : Typical Force-Displacement curve showing 4 full loading and unloading cycles and the mechanical indices extracted.....78
- Figure 4-4 : Mean $\pm$ 0.95 confidence interval whisker plots of Ratchet values (mm) at 0N after each loading-unloading cycle. *: Statistical significance ($p<0.05$).....79
- Figure 4-5 : A) Movement envelope of screw following markers tracking during a lateral loading test, and B) post-experimental CT scan of a vertebra after a lateral loading test. Screws were removed to avoid flashing effect to observe the permanent deformation. Left screw virtually placed to display insertion trajectory79
- Figure 5-1 : Meshed model of T8, with element removal allowing to see bone thickness distribution and bone/screw interface. It features a 95th percentile cortical bone thickness with a 6.5 mm diameter 40 mm length screw. The three enlarged figures above show posterior views of screw insertion and bone removal due to screw head hubbing for the three simulated entry point enlargement (EPE) scenarios99
- Figure 5-2 : Force-displacement (F-D) curves of axial and non-axial loadings of T8 with 50th cortical bone thickness, 5.5 mm screw diameter, unicortical (40 mm) engagement and small EPE. The initial stiffness (IS, ratio of force and displacement variation) and force to failure (FtF) are shown for the axial F-D curve.....100

Figure 5-3 : Bar plot distribution of initial stiffness (a) and peak pullout force (b) for the five analyzed parameters in axial loading (mean $\pm \sigma$). Uni.: Unicortical; Bi.: Bicortical; EPE: Entry point enlargement; *: Statistical difference.....	101
Figure 5-4 : Bar plot distribution of initial stiffness (a) and peak pullout force (b) for the five analyzed parameters in non-axial loading (mean $\pm \sigma$). Uni.: Unicortical; Bi.: Bicortical; EPE: Entry point enlargement; *: Statistical difference.....	102
Figure 5-5 : Von Mises Strain distribution for the 5 loading directions (T3, 5 th percentile cortical thickness, 5.5 mm diameter, 40 mm length screw with large (3 mm) entry point enlargement).....	103
Figure 5-6 : Courbes de Force-Déplacement typique obtenu numériquement des 5 cas de chargement. Comparaison des comportements entre densité normale (courbes pleines) et densité ostéoporotique (courbes pointillées).	107
Figure 5-7 : Moyenne $\pm \sigma$ et comparaison par tests de Student appariés (* : différence significative ($p < 0.01$)) entre densité osseuse normale et ostéoporotique pour des chargements axiaux. Baisse de 29% en raideur initiale et de 19% en force à la rupture.	107
Figure 5-8 : Moyenne $\pm \sigma$ et comparaison par tests de Student appariés (* : différence significative ($p < 0.01$)) entre densité osseuse normale et ostéoporotique pour des chargements non axiaux. Baisse de 28% en raideur initiale et de 23% en force à la rupture.	108
Figure 5-9 : Diagrammes de Pareto du plan d'expériences des chargements axiaux pour raideur initiale (gauche) et force à la rupture (droite)	109
Figure 5-10 : Diagrammes de Pareto des plans d'expériences des chargements non-axiaux pour raideur initiale (gauche) et force à la rupture (droite)	109
Figure 5-11 : Contraintes de Von Mises du l'os trabéculaire (A : chargement axial, B : Caudal, C : Crânial, D : Médial, E : Latéral).....	110
Figure 6-1 : Modèle et conditions aux limites pour la simulation d'insertion de vis.....	112
Figure 6-2 : Modèle et conditions aux limites pour la simulation d'expansion radiale nodale de 0.5 mm.....	113

Figure 6-3 : Chronologie et champs de contraintes de Von Mises lors de la simulation d'insertion de vis	115
Figure 6-4 : Direction des forces de contact appliquées aux nœuds de l'os trabéculaire (la visualisation ne montre pas les valeurs de force) lors de l'insertion de vis.	116
Figure 6-5 : État final de la simulation d'insertion et trace laissée par la vis en fin d'insertion..	116
Figure 6-6 : Couple d'insertion résultant mesuré lors de l'enfoncement de la vis par rotation. ...	117
Figure 6-7 : Mesure de la déformation dans la zone pédiculaire sur les murs du cortex latéral et médial.	118
Figure 6-8 : Contraintes de Von Mises dues à une expansion radiale de 0.5 mm. F.D : Filet double, F.S : Filet Simple, Ø : Diamètre, L : Longueur.	119
Figure 6-9 : Agrandissement de la zone osseuse médiale en vue transverse d'une vis à profil cylindrique, filet simple, diamètre de 8.5 mm et longueur de 50 mm. La vue A représente les forces de contact s'appliquant à l'os trabéculaire et la vue B représente une superposition des forces de contact et contraintes de Von Mises générées.	120
Figure 7-1: Comparaison de distribution de contrainte en pointe de vis lors d'un chargement axial obtenu par simulation (A) et par mesure par photoélasticité (B). Adaptée avec permission de Fakhouri <i>et al.</i> (2011).	126
Figure 7-2 : Mesure de la déformation dans la zone pédiculaire sur les murs du cortex latéral et médial et mesures expérimentales dans les mêmes régions anatomiques d'un cas spécifique tiré de l'étude de Inceoglu <i>et al.</i> (2007).	129

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

MEDITIS	Programme de formation : Mentorat, Échanges, Développement, Innovation, Transdisciplinarité en Ingénierie de la Santé
LBA	Laboratoire de Biomécanique Appliquée
AMU	Aix-Marseille Université
IFSTTAR	Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux
MEF	Méthode Éléments finis
FEM	Finite Element Method
ANOVA	Analyse de la Variance
BMD	Bone Mineral Density
CT	Computed Tomography
DOE	Design of Experiment
σ	Contrainte (N/m ²)
ε	Déformation
$\varepsilon_{\max}$	Déformation maximale (rupture)
E	Module de Young ou Module élastique
ν	Coefficient de Poisson
ρ	Densité (Kg/m ³)
MPa	MegaPascal

INTRODUCTION

La scoliose est une pathologie qui conduit à une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Elle peut être d'origine congénitale, neuromusculaire ou dite idiopathique (de cause inconnue). Cette pathologie peut conduire à des douleurs chroniques ainsi que des troubles neurologiques, cardiaques et respiratoires. La scoliose idiopathique adolescente a une prévalence de 3% à 5% et environ 10% des personnes touchées nécessiteront un traitement (Asher *et al.*, 2006). Pour des déformations modérées, un suivi régulier et une correction par corset sont préconisés (Clin, 2010). Pour des déformations sévères, le principal traitement utilisé est la correction par instrumentation et fusion. Des vis ou des crochets sont utilisés comme liens d'ancrage avec les vertèbres afin d'y appliquer des manœuvres chirurgicales pour rétablir l'alignement de la colonne vertébrale dans le plan coronal, détordre le rachis dans le plan transverse tout en visant un équilibre des courbes physiologiques dans le plan sagittal. Des tiges d'instrumentation sont utilisées pour stabiliser le montage (DeWald, 2003) permettant ainsi une fusion osseuse. Il existe essentiellement deux types d'implants (vis pédiculaires ou antérieures et crochets) et de nombreuses techniques d'instrumentation. Daffner *et al.* (2010) ont relevé que 80% des corrections de scolioses idiopathiques adolescentes sont traitées par approche postérieure. A ce jour, les crochets sont rarement utilisés dans les cas de chirurgies par approche postérieure (Lonner *et al.*, 2009). De plus, Liljenqvist *et al.* (2002) et Kim *et al.* (2004) ont montré que les montages par vis pédiculaires ont un plus grand pouvoir de correction que les montages avec crochets.

Les vis pédiculaires subissent des efforts importants, en intensité et orientation pouvant aller jusqu'à 500 N et 5 N.m durant les manœuvres d'instrumentation chirurgicale (Salmingo *et al.*, 2012, Wang *et al.*, 2012) ainsi qu'après l'opération lors de mouvements fonctionnels (pouvant aller jusqu'à 400 N et 4 N.m (Rohlmann *et al.*, 1996, Rohlmann *et al.*, 1997)), ce qui peut entraîner un déchaussement partiel ou total des implants ou fracture de l'os autour de la vis. Le taux de déchaussement des vis est entre 0.81% et 2.8% du total des vis insérées (Hicks *et al.*, 2010, Galbusera *et al.*, 2015) mais peut entraîner de graves complications compte tenu des éléments anatomique voisins (Wagner *et al.*, 2011). Un ancrage solide des vis dans les vertèbres est donc nécessaire pour effectuer une correction sécuritaire et durable.

Les vis sont composées d'un axe fileté et d'une tête de vis adaptée pour pouvoir les fixer aux tiges d'instrumentations. Il existe de nombreux designs de têtes de vis, de types de filets et diverses dimensions (diamètre et longueur) pour s'adapter à la taille des vertèbres. Lors des chirurgies, le point d'entrée est localisé suivant des repères anatomiques (Kim *et al.*, 2005) et les vis sont insérées dans les pédicules après avoir été pré-taraudés (Gaines, 2000). L'ancrage des vis dépend des paramètres intrinsèques de la vertèbre (forme et taille des vertèbres, densité et répartition de l'os cortical/trabéculaire), donc du patient, mais aussi des techniques chirurgicales d'insertion des vis (choix du point d'entrée, diamètre du taraudage, élargissement du point d'entrée pour assoir la tête de vis, trajectoire d'insertion) et du type et dimensions des vis choisies. Néanmoins, le choix des vis et les stratégies d'insertion reposent encore principalement sur des principes empiriques et sur l'expérience des chirurgiens (Aubin *et al.*, 2007, Dhawan *et al.*, 2008, Shea *et al.*, 2014).

Un certain nombre d'études expérimentales ont permis de déterminer indépendamment les effets du diamètre des vis (Wittenberg *et al.*, 1993, Brantley *et al.*, 1994, Cho *et al.*, 2010, Chou *et al.*, 2014), des longueurs de vis (Krag *et al.*, 1989, Skinner *et al.*, 1990, Bezer *et al.*, 2012), de la forme des filets (Lill *et al.*, 2006, Krenn *et al.*, 2008, Cho *et al.*, 2010, Mehta *et al.*, 2012), des techniques d'insertion (Paik *et al.*, 2012, Kang *et al.*, 2014) ou le profil des vis (Kwok *et al.*, 1996, Abshire *et al.*, 2001, Hsu *et al.*, 2005, Chao *et al.*, 2008). Les effets des paramètres morphologiques et osseux des vertèbres, tels que la taille des pédicules (Chou *et al.*, 2014), la qualité osseuse (Halvorson *et al.*, 1994, Chapman *et al.*, 1996, Okuyama *et al.*, 2001, Hackenberg *et al.*, 2002) ont également été expérimentalement quantifiés sur des vertèbres cadavériques. Néanmoins, de par l'aspect destructif des tests et la forte variabilité des spécimens et des conditions des tests, peu d'études ont pu étudier comparativement l'ensemble de ces paramètres.

Les tests d'évaluation de la performance de l'ancrage des vis pédiculaires ont principalement été effectués en arrachement (pull out) selon l'axe longitudinal de la vis (ASTM F-543 (2009)). Cependant, ces tests ne représentent pas l'ensemble des forces que les vis pédiculaires subissent lors des manœuvres chirurgicales. L'étude du comportement des vis pédiculaires sous

chargements non-axiaux n'est pas standardisée ce qui rend la comparaison des différentes études antérieures complexe, voire impossible.

Plusieurs équipes ont étudié le comportement de l'ancrage des vis pédiculaires en utilisant la méthode de modélisation par éléments finis. Beaucoup d'études se sont concentrées sur le rôle structurel et fonctionnel d'un montage et ont modélisé les vis pédiculaires comme étant fusionnées aux vertèbres (Rohlmann *et al.*, 1999, Fan *et al.*, 2010, Rohlmann *et al.*, 2010, Gornet *et al.*, 2011). Liu *et al.* (1998) et Chen *et al.* (2003) ont été les premiers à proposer l'utilisation d'un modèle par éléments finis avec une interface de contact entre un implant antérieur et une vertèbre et ont permis de montrer les effets à l'échelle vertébrale des paramètres tels que la longueur ou le diamètre des vis avec des modèles simplifiés quant à la représentation des implants. Par la suite, Zhang *et al.* (2004), Hsu *et al.* (2005), Kourkoulis *et al.* (2009) et Chatzistergos *et al.* (2010) ont proposé des modèles simplifiés de pédicules ou de blocs synthétiques et ont étudié les effets géométriques des vis (longueur, diamètre et type de filet) ainsi que les effets de la densité osseuse sur l'interface de contact dans les cas de chargements axiaux seulement. Ces modèles ont permis de montrer les contraintes générées par la géométrie des filets et démontrer l'importance du diamètre et de la longueur des vis pédiculaires. Les propriétés matériaux utilisées pour ces modèles représentaient des comportements élastiques linéaires, et donc pas les phénomènes d'endommagement et de rupture osseuse. Par la suite, d'autres modèles de Kim *et al.* (2010), Wang *et al.* (2014) et Pfeiffer *et al.* (2014) avec des géométries plus détaillées et des lois de comportement élasto-plastique pour les propriétés matériaux ont permis d'étudier l'influence de la quantité et de la zone d'application de ciment pour les techniques d'augmentation. Néanmoins, ces modèles ne représentent pas la différence entre l'os trabéculaire et cortical, ni les variations d'épaisseur de l'os cortical, ceci ne permettant pas de comprendre le rôle structurel de l'os cortical. Wagnac *et al.* (2010) ont proposé un modèle à géométrie très détaillée d'une vertèbre lombaire où ils ont montré la faisabilité de simuler l'arrachement d'une vis générique en prenant en compte la friction à l'interface os-implant, la présence d'os cortical et trabéculaire, et enfin en introduisant un comportement mécanique plus complexe de type élastoplastique avec prise en compte de la rupture pour l'os cortical et trabéculaire. Ce modèle est une déclinaison du modèle SM2S (pour «Spine Model for Safety and Surgery») développé conjointement par le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille,

l'École de technologie supérieure (Fradet, 2014) et l'École Polytechnique de Montréal (El-Rich et al., 2009).

Ce projet doctoral vise à mieux comprendre et documenter le comportement biomécanique de l'interface os-vis pédiculaire sous différents modes de chargement afin d'orienter le choix et le positionnement optimal des vis pour réduire les risques de déchaussement lors des manœuvres chirurgicales et des mouvements fonctionnels subséquents.

Cette thèse se divise en sept chapitres. Suite à une revue des connaissances (Chapitre 1), la problématique et les objectifs du projet sont définis au Chapitre 2. Ces objectifs seront réalisés à l'aide de trois articles présentés dans les Chapitre 3, Chapitre 4 et Chapitre 5, suivis d'une section (5.2) et d'un chapitre complémentaire (Chapitre 6) portant sur l'étude des paramètres influant sur l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires et la description du comportement osseux à l'interface os/implant. La thèse se termine par une discussion générale (Chapitre 7) du projet et une conclusion ayant pour but de fournir des recommandations aussi bien cliniques que d'aspect biomécanique.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale (ou rachis) peut être décrite comme un empilement de structures osseuses appelées vertèbres. Ses principales fonctions sont de supporter et d'assurer la mobilité de la tête, du tronc, de transmettre au bassin les charges du tronc et de la tête (et réciproquement). Enfin, la colonne assure une protection de la moelle épinière des agressions mécaniques et permet un équilibre postural statique et dynamique.

1.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale saine est rectiligne dans le plan frontal. Dans le plan sagittal, le rachis présente plusieurs courbures (lordose et cyphose) qui correspondent à 4 différentes régions (Figure 1-1) :

- Le rachis cervical qui comprend 7 vertèbres cervicales (C1 à C7).
- Le rachis thoracique qui comprend généralement 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12).
- Le rachis lombaire qui comprend généralement 5 vertèbres lombaires (L1 à L5).
- Le sacrum qui comprend 5 vertèbres sacrées soudées entre elles (S1 à S5) et le coccyx qui comprend 4 à 5 vertèbres soudées entre elles.

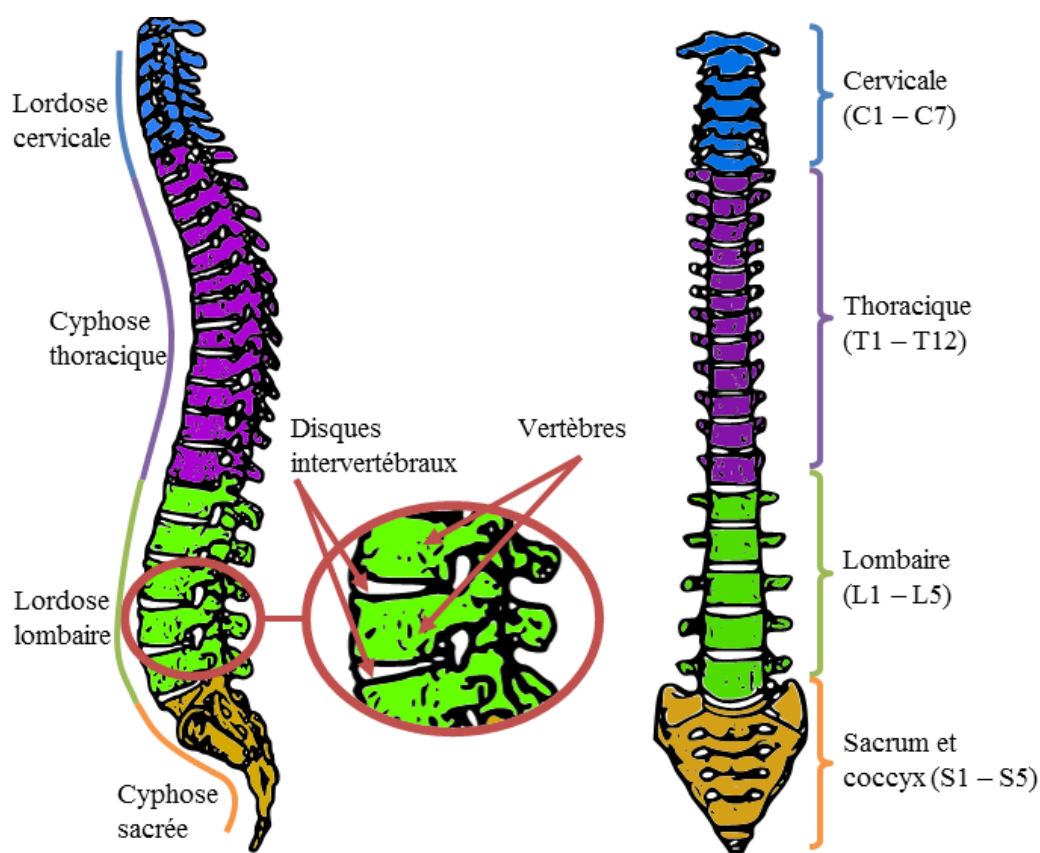


Figure 1-1 : Le rachis sain – vue latérale (gauche) et antéro-postérieure (droite). Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918)

1.1.2 Vertèbres

Les vertèbres sont dites des os rayonnés car elles possèdent un corps duquel partent des expansions. Les vertèbres de chaque segment principal (cervical, thoracique, lombaire ou sacré) ont des morphologies et des fonctions différentes, mais elles sont dans l'ensemble composées de deux parties distinctes (Figure 1-2). Le corps vertébral (partie antérieure) est un bloc osseux et massif grossièrement cylindrique ayant pour fonction de supporter et transmettre le poids de la partie supérieure du corps humain. Les apophyses postérieures (parties postérieures) sont reliées au corps vertébral par deux pédicules qui se rejoignent par deux lames, ceci formant le foramen vertébral (ou canal médullaire) ayant pour vocation de protéger la moelle épinière. Au niveau postérieur des lames se détache l'apophyse épineuse. Les vertèbres thoraciques possèdent au niveau antérieur des pédicules 4 facettes dites facettes costo-vertébrales et, au niveau des

apophyses transverses, 2 facettes articulaires dites costo-transverses. Ces facettes servent à établir la liaison avec les côtes. Aux autres niveaux, l'articulation entre les corps vertébraux se réalise par l'intermédiaire des disques intervertébraux et de ligaments. La description du système articulaire (disques intervertébraux et ligaments) ne sera pas décrite plus en détail car non pertinente pour la suite du manuscrit.

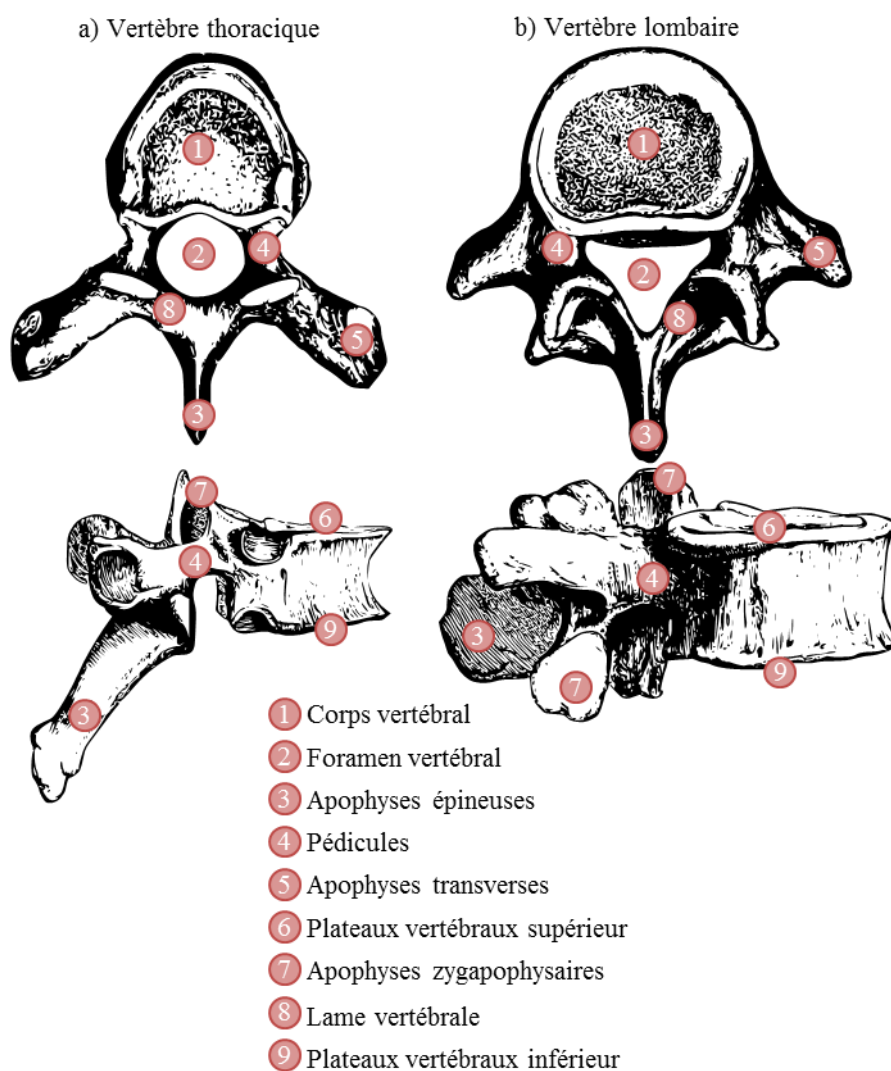


Figure 1-2: Structure vertébrale – a) thoracique et b) lombaire. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918)

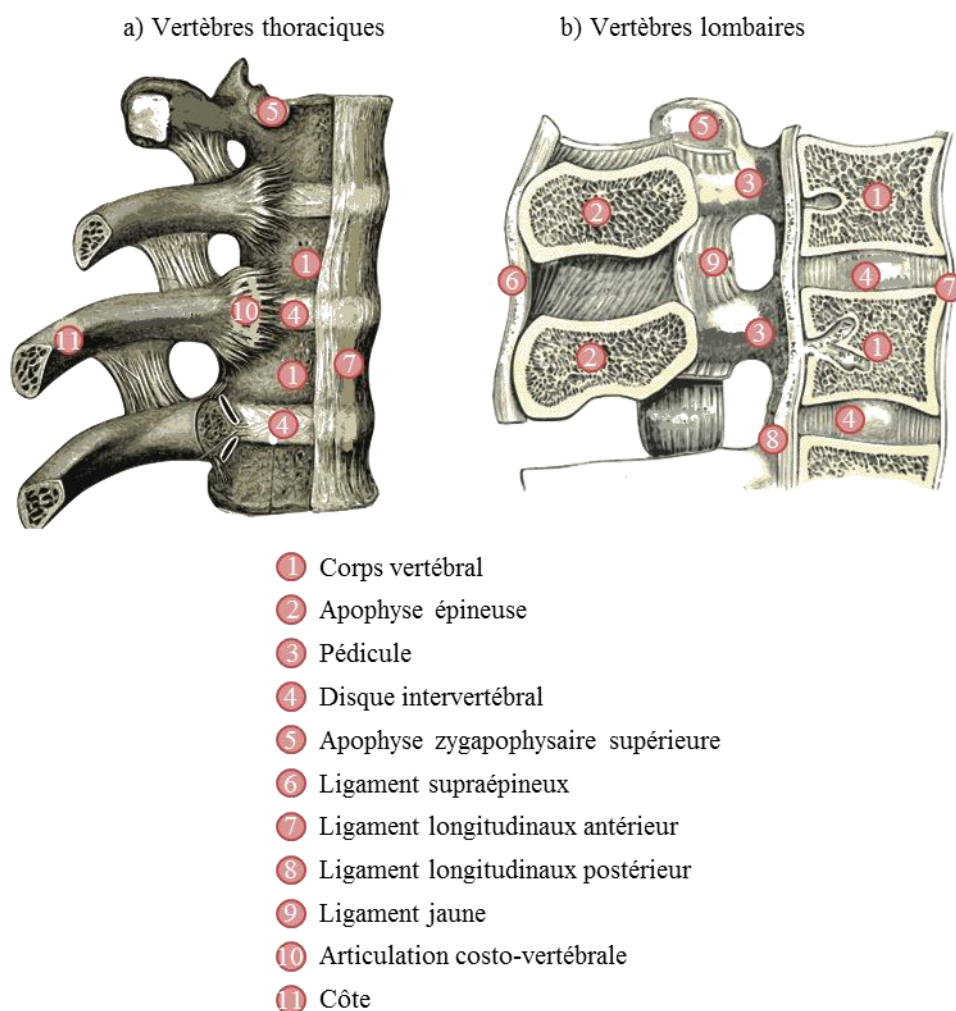


Figure 1-3 : Système articulaire vertébral – a) thoracique et b) lombaire. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918)

1.1.3 Composition osseuse des vertèbres

La structure de la vertèbre comprend à la périphérie une composante osseuse très dense d'os cortical et une partie d'os spongieux ou trabéculaire à l'intérieur (Figure 1-4). L'os cortical a une épaisseur variable selon les régions des vertèbres et selon les niveaux vertébraux (Kothe *et al.*, 1996, Edwards *et al.*, 2001). L'épaisseur de l'os cortical est généralement autour de 0,5 mm dans le corps vertébral (Silva *et al.*, 1994), autour de 1 mm dans les apophyses postérieures (Wagnac, 2011) et peut atteindre une épaisseur autour de 2 mm dans les régions pédiculaires (Hirano *et al.*,

1997). La partie centrale (os spongieux ou trabéculaire) est un réseau composé de trabécules et ayant une forte porosité (75 à 95%). Les trabécules sont assimilable à des plaques et poutres osseuses dont l'épaisseur varie de 100 à 300 μm environ. Ainsi, les trabécules ont une organisation décrite comme matricielle et forment un « échafaudage » offrant un compromis entre résistance et légèreté. Dans les interstices des trabécules se trouve un réseau de fluide sanguin et de moelle osseuse. Les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire (résistance, module d'Young, nature du comportement en compression) sont plus faibles et différentes de celles de l'os cortical.

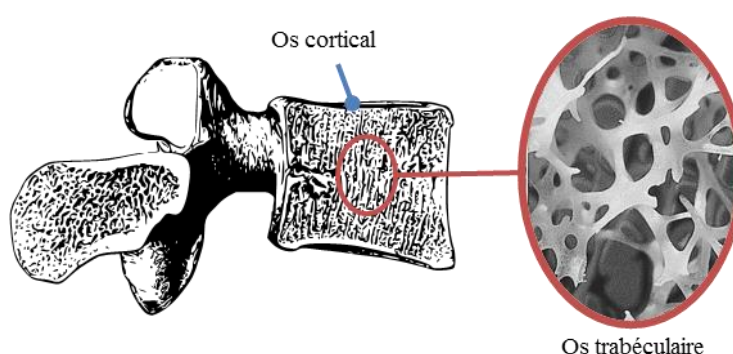


Figure 1-4: Composition osseuse vertébrale. Coupe dans le plan sagittal d'une vertèbre lombaire.

Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger.

Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918) et de Wikipédia, l'encyclopédie libre, page consultée le 10 avril 2015 (<http://goo.gl/4enYtG>)

L'architecture osseuse qui compose les vertèbres est une structure complexe qui combine des structures corticales et des volumes d'os spongieux importants dont les contributions mécaniques sont particulièrement significatives. La distribution de l'os trabéculaire dans les vertèbres n'est pas uniforme et certaines zones ont une densité en trabécules plus faible, créant ainsi des zones plus faibles. Plusieurs études ostéologiques ont permis de déterminer des zones de densité osseuse plus faible dans les corps vertébraux (Figure 1-5). Les régions de plus basse densité semblent généralement être la partie centrale et antérieure du corps vertébral mais les résultats montrent une forte variation selon les études. Hirano *et al.* (1997) a également montré une composition osseuse différente dans les pédicules, avec une plus grosse épaisseur de l'os cortical,

une couche intermédiaire sub-corticale et un centre trabéculaire. Cette couche sub-corticale est une zone trabéculaire plus dense, offrant ainsi une meilleure résistance mécanique.

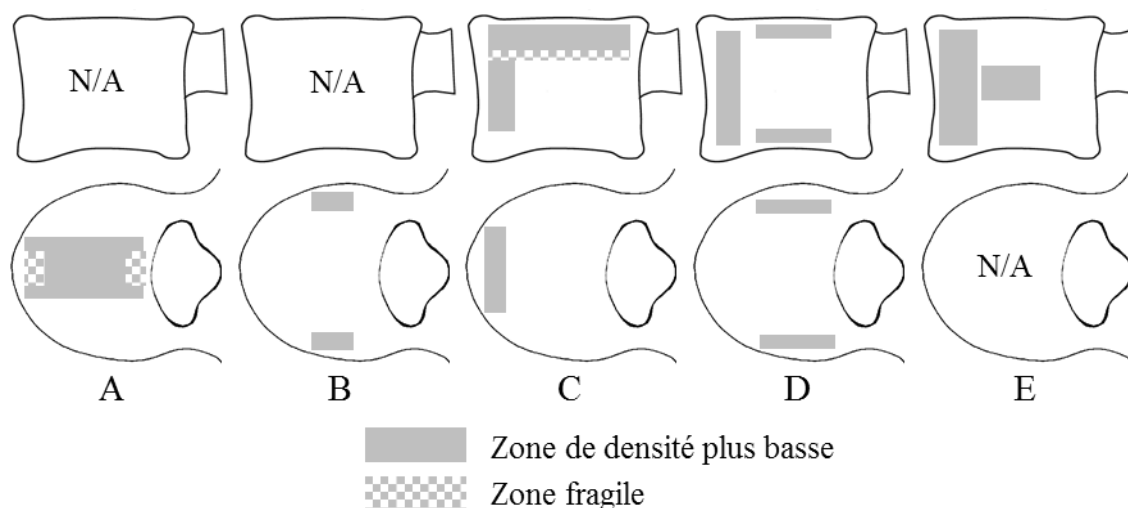


Figure 1-5 : Différentes cartographies des zones de plus faible densité osseuse et régions osseuses les plus faibles. Vues sagittale et transverse de A : Keller *et al.* (1992), B : Keller *et al.* (1989), C : Banse *et al.* (2001), D : Antonacci *et al.* (1997), et E : Chen *et al.* (2008)

L'architecture de l'os spongieux dépend de son emplacement anatomique, conditionné de ce fait par le type de sollicitation auquel l'os est soumis (Heggeness *et al.*, 1997) (Figure 1-6). Les trabécules s'organisent naturellement pour générer des « lignes de force », générant ainsi une forte anisotropie dans son comportement mécanique.

De par leur composition bi-phasique (solide et fluide), les structures osseuses ont des propriétés mécaniques pouvant inclure des comportements poreux ou visqueux (dépendant du temps) dû à la phase liquide. Pour une modélisation statique ou quasi-statique, le comportement du fluide peut être négligé (Keaveny *et al.*, 1994). La distribution de la densité osseuse et l'organisation des trabécules causent une forte anisotropie des propriétés mécaniques. Les propriétés peuvent varier selon l'âge, le sexe et l'origine géographique (Ritzel *et al.*, 1997, Chen *et al.*, 2008, Garo, 2010). L'os spongieux est anisotrope, mais on le considère souvent comme orthotrope. Son comportement est très différent en compression et en traction (Ashman *et al.*, 1988, Kopperdahl

et al., 1998, Garo *et al.*, 2011). Bien que l'os cortical soit anisotrope, l'hypothèse souvent retenue est celle d'un comportement isotrope (An *et al.*, 1999, Garo *et al.*, 2011).

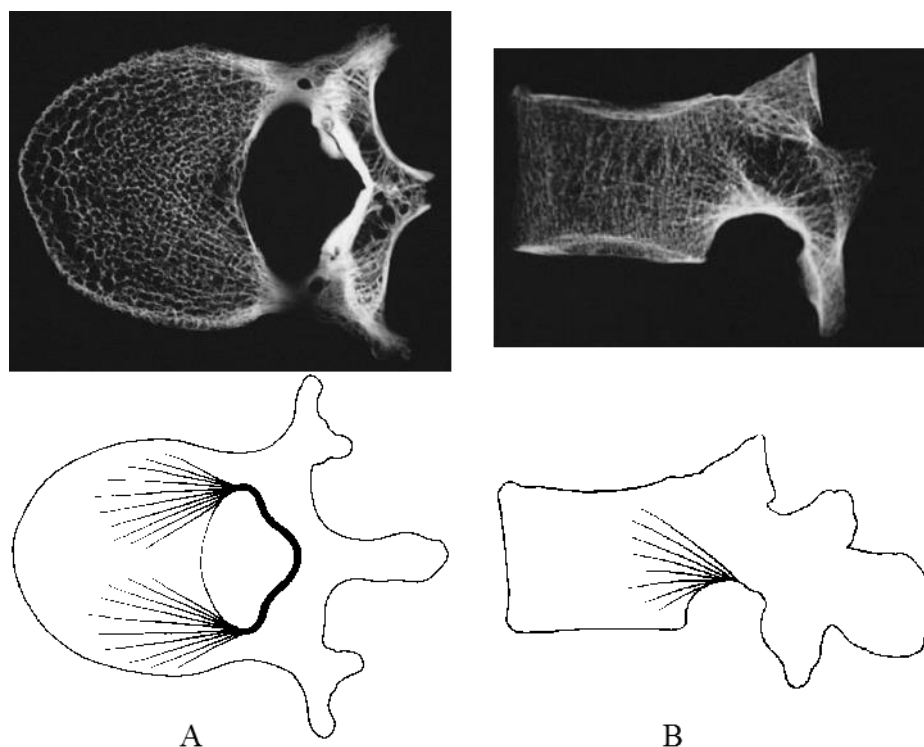


Figure 1-6 : Trabécules et lignes de force sur une coupe coronale (A) et sur une coupe sagittale (B) du corps vertébral. Adaptée avec permission de Heggeness *et al.* (1997)

1.2 Scoliose

La scoliose est une pathologie qui cause une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (Kouwenhoven *et al.*, 2008). Elle peut être d'origine congénitale, neuromusculaire ou dite idiopathique (de cause inconnue). Cette maladie apparaît généralement durant l'adolescence (lors de la période de croissance) et touche principalement les filles (dans 90% des cas (Rogala *et al.*, 1978, Roach, 1999)). La scoliose idiopathique adolescente a une prévalence de 3% à 5% et environ 10% des patients nécessiteront un traitement (Roach, 1999, Asher *et al.*, 2006). Cette pathologie peut conduire à des douleurs chroniques ainsi que des troubles neurologiques, cardiaques et respiratoires.

La sévérité de la déformation est généralement mesurée par l'angle de Cobb. Ce critère se mesure sur une radiographie du rachis de face. C'est l'angle formé à partir de l'intersection de deux droites tangentes, l'une au plateau supérieur de la vertèbre limite (la plus « penchée ») supérieure, l'autre au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. L'apex (vertèbre apicale) est la vertèbre la plus excentrée ou horizontale dans la courbure (Figure 1-7).

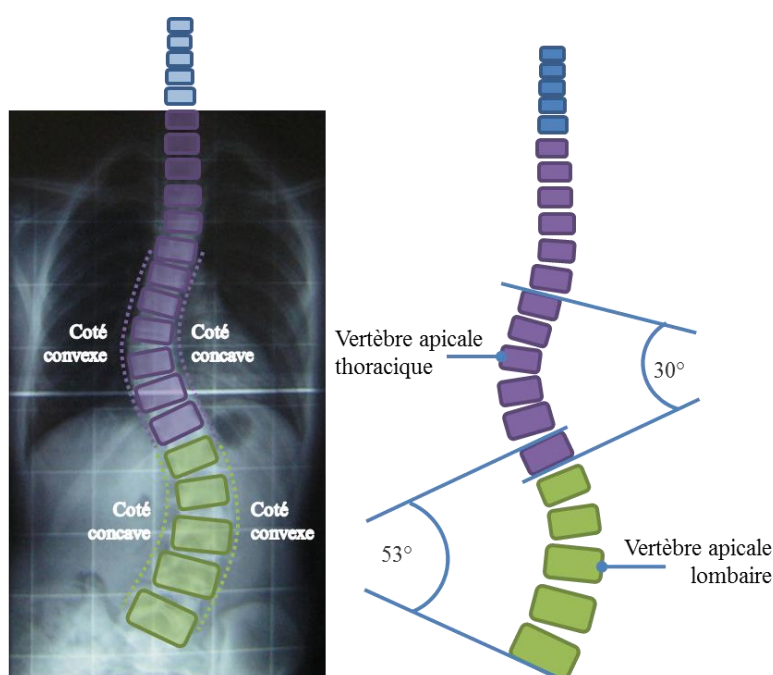


Figure 1-7 : Mesure de l'angle de Cobb d'une double scoliose (lombaire et thoracique). Adaptée de Wikipédia, l'encyclopédie libre, page consultée le 10 avril 2015 (<http://goo.gl/ICEQqY>)

Lorsque la scoliose est peu prononcée, pour un angle de Cobb inférieur à 20°, il n'y a pas de traitement préconisé mais un suivi régulier est conseillé pour surveiller la progression. Lorsque l'angle de Cobb est entre 20° et 40°, le traitement par corset est indiqué (Clin, 2010). Lorsque la scoliose est trop sévère (angle de Cobb supérieur à 40°), il est nécessaire de corriger la courbure du rachis à l'aide d'une correction chirurgicale par instrumentation. La SRS (Scoliosis-Research-Society, 2005) rapporte qu'il y a entre 15 000 et 20 000 chirurgies de correction de la scoliose en Amérique du Nord par an.

1.3 Correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation

L'objectif de la correction par instrumentation est de réaligner, rigidifier et stabiliser le rachis par une fusion osseuse (arthrodèse). Historiquement, les premières arthrodèses de vertèbres ont été effectuées en 1881 et présentées par Hadra (1975) avec l'utilisation de fils d'argent. Les premières utilisations de vis pédiculaires ont été décrites par Boucher (1959). C'est à partir des années 1970 que certains pionniers commencent à populariser cette technique avec des systèmes combinant des vis, crochets et tiges ou plaques Harrington *et al.* (1969), (Roy-Camille *et al.*, 1986, Kabins *et al.*, 1991). Actuellement, il existe essentiellement deux types d'implants (vis, crochets) combiné à des tiges et plusieurs techniques d'instrumentation. Daffner *et al.* (2010) ont relevé que 80% des corrections de scolioses idiopathiques adolescentes sont réalisées par approche postérieure. De plus, Liljenqvist *et al.* (2002) et Kim *et al.* (2004) ont montré que les montages par vis pédiculaires ont un plus grand pouvoir de correction que les montages avec crochets.

Les méthodes d'augmentation par ajout d'un « ciment » (à base de PMMA, calcium ou hydroxyapatite et cyanoacrylate) (Becker *et al.*, 2008, Elder *et al.*, 2015), injecté à travers des vis canulés ou par l'utilisation de vis expansives (Cook *et al.*, 2001, Lin *et al.*, 2003, Cook *et al.*, 2004, Esenkaya *et al.*, 2006, Vishnubhotla *et al.*, 2011, Benson *et al.*, 2014) ont montré de meilleures performances biomécaniques. Néanmoins, leur utilisation n'est pas toujours recommandée puisqu'elles peuvent conduire à plus de complications lors d'opérations de révisions (Mehta *et al.*, 2012). Ce projet se dirige vers l'étude des systèmes utilisant des vis pédiculaires « conventionnelles ».

1.3.1 Les vis pédiculaires

Les vis pédiculaires ont pour but de créer un lien entre les vertèbres et les tiges d'instrumentation. Les vis sont composées d'un axe fileté et d'une tête de vis adaptée pour pouvoir les fixer aux tiges d'instrumentations. Les têtes de vis peuvent être solidaires du corps de la vis (vis uni-axiale) ou être articulées et offrant un ou plusieurs degré de liberté en rotation (multi-planaire ou multi-axiale). Les vis uni-axiales offrent un meilleur pouvoir de correction (Kuklo *et al.*, 2005) mais les vis multiaxiales permettent un positionnement plus facile et moins d'ajustement pour le

placement et la fixation des tiges d'instrumentation (Kuklo *et al.*, 2005) ainsi qu'une réduction des forces générées à l'interface vertèbre-vis lors des manœuvres (Wang *et al.*, 2012). Le profil des corps de vis (profil du diamètre intérieur) peut être conique ou cylindrique (Kwok *et al.*, 1996) (Figure 1-10). Les filets peuvent être simples ou doubles et leur profil peut être conique ou sphérique (Figure 1-11). Finalement, la taille générale des vis (longueur et diamètre extérieur) est très variable pour pouvoir s'adapter aux différentes tailles et morphologies de vertèbres.

Les vis sont insérées par approche postérieure, à travers les pédicules. Le point d'insertion se trouve sur la face postérieure des lames vertébrales (Figure 1-9); le point idéal varie selon le niveaux vertébral (Modi *et al.*, 2009), la trajectoire d'insertion visé (Chung *et al.*, 2008, Dhawan *et al.*, 2008, Brown *et al.*, 2010) et la sévérité de la scoliose (Modi *et al.*, 2010). Les vis sont généralement insérées à 90% de la profondeur maximale pour éviter une perforation de la paroi corticale antérieure des corps vertébraux (Liljenqvist *et al.*, 2000).

Le montage d'instrumentation (vis et tiges) a pour vocation de soutenir la colonne et transmettre le poids du tronc vers les niveaux inférieurs du rachis jusqu'à la fusion totale des segments de colonne vertébrale instrumentée. Le montage restera ainsi installé à vie si aucune opération de révision n'est effectuée. Le temps de fusion osseuse peut varier entre 3 à 6 mois (White *et al.*, 1990), durée pour laquelle les vis et tiges d'instrumentation sont dimensionnées. Le rôle de transmission des charges du montage s'atténue avec le temps grâce à la fusion osseuse qui prend ensuite le relais (Figure 1-12).

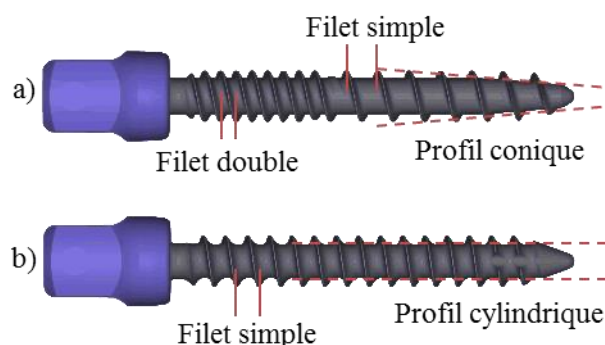


Figure 1-8 : Différences géométriques entre vis à profil conique et à filet double dans la zone distale (a) et vis à profil cylindrique à filet simple (b).

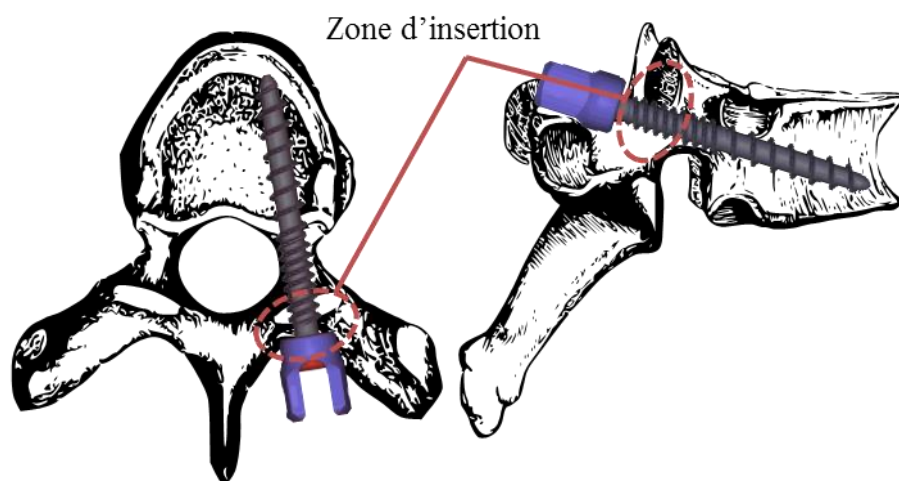


Figure 1-9 : Visualisation simplifiée de l'emplacement d'une vis pédiculaire dans une vertèbre thoracique. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918)

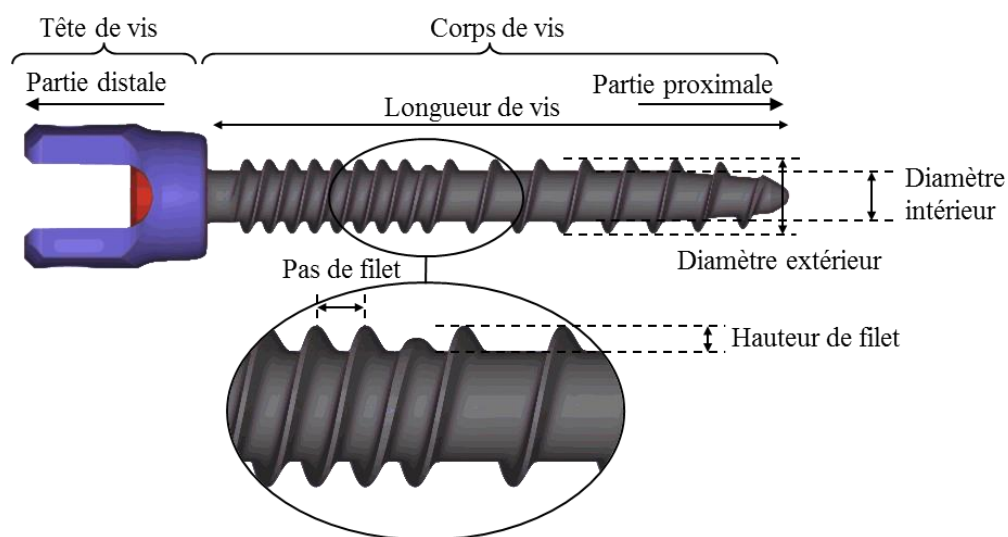


Figure 1-10 : Description et nomenclature des vis pédiculaires. Cet exemple est une vis à tête multiaxiale à filet double « conique » dans la partie distale de la vis.

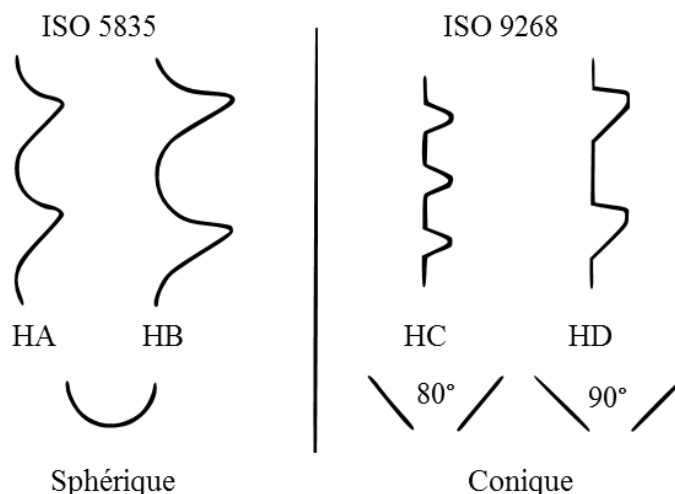


Figure 1-11 : Types de profil de filet de vis pédiculaire. Tiré de ISO-6475 (1989)

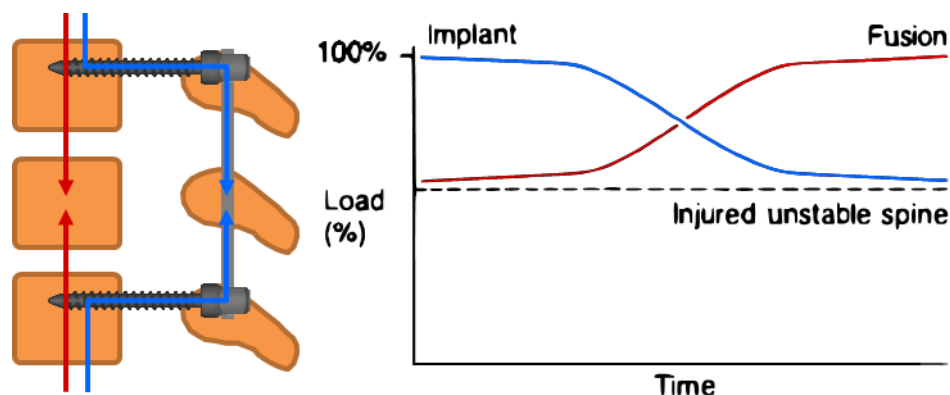


Figure 1-12 : Rôle structurel, transfert des charges subies par les montages d'instrumentation et rôle de la fusion osseuse en fonction du temps. Adaptée de Benzel (2001) et de White *et al.* (1990)

1.3.2 Étapes d'une chirurgie d'instrumentation

Cette section décrit le processus général simplifié de l'insertion des vis pédiculaires et les manœuvres pour la correction de la scoliose. La technique « funnel » (de l'entonnoir) (Karaikovic *et al.*, 2001, Kim *et al.*, 2005) est utilisée par une majorité de chirurgiens (Mattei *et al.*, 2009, Aoude *et al.*, 2015). Cette technique repose sur la localisation de repères anatomiques (nécessitant une exposition des apophyses postérieures) pour déterminer un point d'entrée idéal selon les trajectoires d'insertion. Elle est considérée sécuritaire si bien suivie (Chung *et al.*, 2008, Modi *et al.*, 2009).

Le positionnement des vis se déroule en plusieurs étapes illustrées à la Figure 1-13 :

1. Localisation du point d'entrée à l'aide de repères anatomiques de la vertèbre décrite dans la méthode « free hand » (« à main levée ») par Xu *et al.* (1998) et Kim *et al.* (2004).
2. Dégagement de la zone du point d'entrée des tissus gênants et l'os cortical est enlevé au point d'entrée sur une section d'environ 1 cm de diamètre à l'aide d'un rongeur jusqu'à l'apparition de l'os trabéculaire. Cette étape prépare également la zone de contact avec la tête de vis lors de l'insertion (étape 5).
3. Une sonde est utilisée pour naviguer et former la direction d'insertion dans l'os trabéculaire à travers le pédicule et le corps vertébral jusqu'à la profondeur choisie (définie d'avance).
4. Un pré-trou est taraudé dans la trace laissée par la sonde avec un taraud spécifique à la vis (et particulièrement au type de filet). Le taraudage est généralement d'un diamètre de 1 mm inférieur à celui de la vis choisie (Öktenoglu *et al.*, 2001, Carmouche *et al.*, 2005, Battula *et al.*, 2008, Erkan *et al.*, 2010, Abrahao *et al.*, 2012).
5. La vis est ensuite insérée dans le pré-trou, jusqu'au contact de la tête de vis sur la lame dans le trou effectué lors de l'étape 2. Lors de l'insertion, certains chirurgiens vont loger la tête de vis pour avoir un contact de la tête de vis avec la lame ou le plus en profondeur possible pour minimiser le bras de levier lors des chargements orthogonaux et loger la tête de vis dans le point d'entrée (technique d'enfoncement appelée « hubbing ») (Paik *et al.*, 2012).

Des étapes de contrôle de l'orientation des pré-trous et de non perforation neuronale et vasculaire peuvent être effectuées entre chaque étape 3 à 5 par tests de potentiels évoqués (Holland *et al.*, 1998) et en période post-opératoire à l'aide d'outils d'imagerie (fluoroscopie) (Chaput *et al.*, 2012).

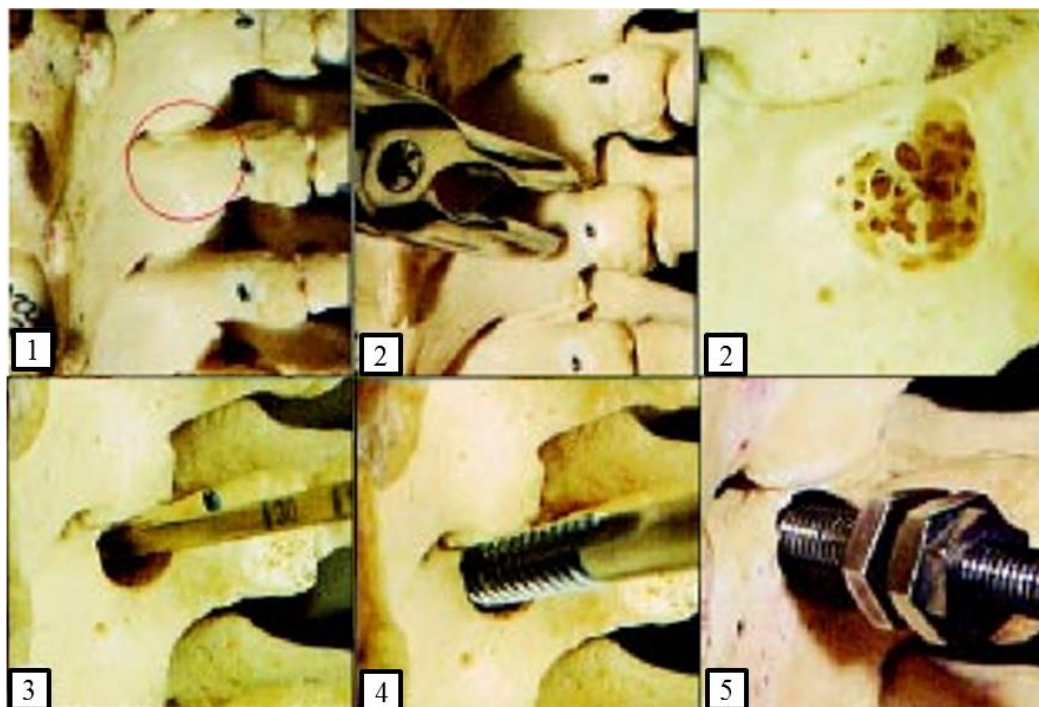


Figure 1-13 : Étapes de la technique de localisation et insertion de vis. Adapté avec permission de Gaines (2000) 1 : localisation; 2 : dégagement et élargissement du point d'entrée; 3 : passage de la sonde; 4 : taraudage; 5 : insertion de la vis.

Les vis insérées sont parfois utilisées pour effectuer des manœuvres de visant à corriger la position des vertèbres dans les trois dimensions (Chang *et al.*, 2009, Cheng *et al.*, 2010). Ces manœuvres génèrent des forces pouvant être atteindre 500 N (Salmingo *et al.*, 2012, Wang *et al.*, 2012) dans toutes les directions de l'espace (Theruvath *et al.*, 2012, Martino *et al.*, 2013). Par exemple, les manœuvres de distraction-compression génèrent des forces caudales et crâiales alors que les manœuvres de rotation de tige ou dérotation de vertèbres génèrent des forces latérales, médiales et des moments dus à l'application de ces manœuvres avec un bras de levier. La plupart des études expérimentales sur l'ancrage des vis pédiculaires cherchent à trouver les efforts ou moments limites à la rupture et non pas de simuler les efforts qui surviennent lors de chirurgies (Parent *et al.*, 2008). Des modèles numériques ont néanmoins permis de mesurer que des forces (résultantes) pouvant atteindre 500 N et des moments pouvant atteindre 5 N.m peuvent être appliqués sur les vis lors des manœuvres chirurgicales (Salmingo *et al.*, 2012). Ensuite, l'ensemble des vis et tiges est rigidement attaché pour fournir un montage solide pour soutenir et

garder la colonne droite dans le plan frontal et avec les 4 courbures naturelles dans le plan sagittal (Figure 1-14).

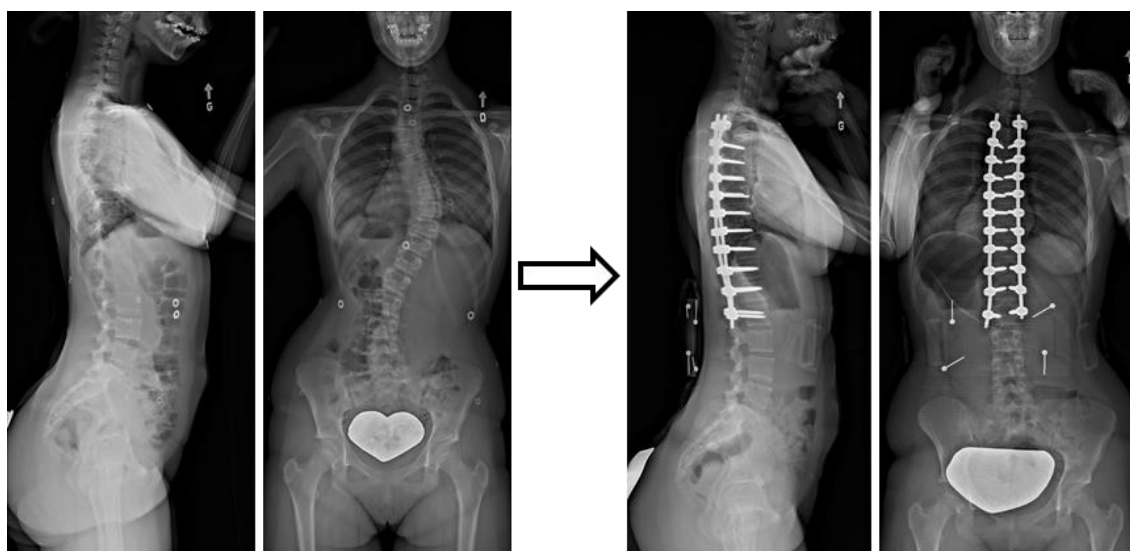


Figure 1-14 : Radiographies sagittale et frontale préopératoire (gauche) et postopératoire (droite) d'une colonne vertébrale atteinte de scoliose

1.3.3 Les choix chirurgicaux d'une correction du rachis par instrumentation

Lors de la planification d'une chirurgie d'instrumentation, les chirurgiens font face à plusieurs données qu'ils doivent prendre en compte et interpréter pour en faire ressortir une stratégie opératoire. Ces paramètres sont basés dans un premier temps sur les conditions du patient, puis les choix des implants, leurs dimensions, leurs placements et les méthodes d'insertion sont ensuite motivés par l'expérience personnelle et les préférences du chirurgien (Sterba *et al.*, 2007, Dhawan *et al.*, 2008, Bezer *et al.*, 2012). De plus, le choix des manœuvres et leur séquence varient également selon les chirurgiens et de leur école d'apprentissage (Aubin *et al.*, 2007).

1.3.3.1 Paramètres spécifiques du patient

Le type et la sévérité de la scoliose doivent être pris en compte lors de la planification chirurgicale. Lenke *et al.* (2001) ont proposé une classification des scolioses idiopathiques adolescentes selon leur sévérité et selon leurs types de courbure. Cette classification permet l'utilisation de recommandations pour le choix des niveaux à fusionner et a pour but d'optimiser

le nombre de vertèbres mobiles après la chirurgie. Le traitement chirurgical a pour but d'éviter les problèmes à l'âge adulte, en arrêtant la progression de la courbe (Dolan *et al.*, 2007).

La prise en compte de la qualité osseuse est aussi importante dans la stratégie opératoire et dans le choix des implants dans les cas des scolioses adultes mais aussi de scolioses idiopathiques adolescentes. En effet, la densité osseuse et sa distribution latérale est affecté par la déformation (Adam *et al.*, 2009). Kumano *et al.* (1994) conseillent notamment d'inclure l'évaluation de la qualité osseuse dans la routine préopératoire dans les chirurgies utilisant des vis pédiculaires. La qualité osseuse (souvent ramené à la densité osseuse minérale car plus facilement quantifiable par imagerie médicale) est fortement corrélée à la force maximale que les vis pédiculaires peuvent supporter avant d'être déchaussées de l'os. La qualité osseuse peut se classifier en trois catégories selon la densité osseuse minérale : une densité osseuse supérieure à 120 mg/cm^3 est considérée comme saine, une densité osseuse minérale entre 120 et 80 mg/cm^3 est considérée comme atteinte d'ostéopénie et une densité osseuse minérale inférieure à 80 mg/cm^3 est considérée comme ostéoporotique (Adams, 2009).

La forme et la taille des vertèbres sont aussi à prendre en compte, car la morphologie dépend du niveau vertébral. La largeur transverse de l'isthme pédiculaire varie en moyenne de 4 mm à 9 mm dans les vertèbres thoraciques (la largeur minimale se trouvant sur les vertèbres T5-T6) et de 9 à 18 mm pour les vertèbres lombaires (Zindrick *et al.*, 1986, Weinstein *et al.*, 1992, Vaccaro *et al.*, 1995) (Figure 1-15).

En plus d'être globales, les déformations scoliotiques engendrent également des modifications de forme des vertèbres. Les apophyses postérieures peuvent subir des déformations, le corps vertébral ne plus être cylindrique et la forme et taille des pédicules peuvent également être modifié (Figure 1-16) (White *et al.*, 1990, Lien *et al.*, 2007, Parent *et al.*, 2008, Watanabe *et al.*, 2010). De plus, la déformation du rachis conduit également à des variations de l'épaisseur de l'os cortical et de la distribution de la densité osseuse (Ritzel *et al.*, 1997, Parent *et al.*, 2004, Adam *et al.*, 2009). Les déformations des vertèbres et des pédicules dues à la scoliose peuvent conduire à des pédicules plus étroits et à des insertions plus complexes. Les stratégies d'insertion sont alors adaptées selon la forme des pédicules (Watanabe *et al.*, 2010).

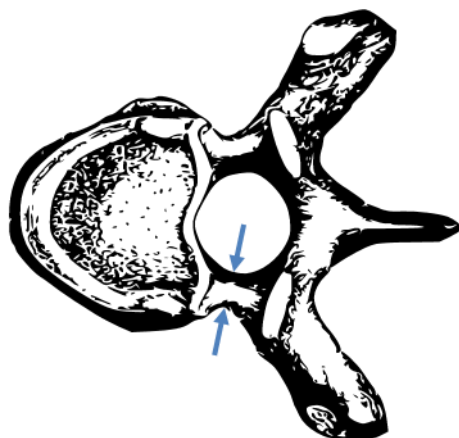


Figure 1-15 : Mesure de la largeur transverse de l'isthme pédiculaire. Adaptée de Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 24 mars 2015, tiré de <http://www.bartleby.com/107/> (Gray *et al.*, 1918)

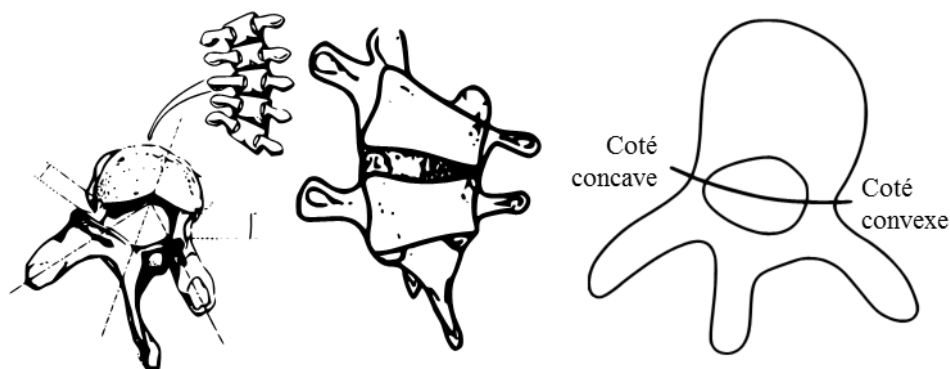


Figure 1-16 : Déformation des parties postérieures (gauche) et du corps vertébral (droite) due à la scoliose. Adaptée avec permission de White *et al.* (1990), Rainaut (1984) et Liljenqvist *et al.* (2002)

Ces renseignements vont par la suite diriger les chirurgiens pour les choix de trajectoires d'insertion et dimensions des vis pédiculaires discutés dans la section suivante.

1.3.3.2 Choix relatifs aux chirurgiens

L'expérience des chirurgiens entre en jeu dans le choix sur le type de vis et ses dimensions (longueur, diamètre) et les stratégies d'insertion des vis. Concernant le diamètre des vis, les

approches peuvent être plus ou moins conservatrice pour permettre une éventuelle seconde « chance » avec une vis de plus grand diamètre ou pour opération de révision (Polly *et al.*, 1998).

La longueur des vis est choisie grâce à des radiographie préopératoire et visent une longueur maximale sans perforation du mur antérieur du corps vertébral (Liljenqvist *et al.*, 1997). Néanmoins, certaines techniques d'insertion dite bicorticale existent, où les vis sont insérées au maximum de profondeur et ressortent dans la partie antérieure des vertèbres (Bezer *et al.*, 2012). Ce choix reste un compromis entre la qualité de l'ancrage visée et les risques lors de l'insertion, et les risques vasculaires à la perforation de la paroi antérieure du corps vertébral.

Le choix des modèles de vis sélectionnées (et donc des types de filets) reste à la discrétion des chirurgiens. Il existe un très grand nombre d'entreprises produisant des vis pédiculaire et toutes ont des particularités de design différentes. Les filets des vis peuvent être à profil conique ou sphérique (Figure 1-11). La distribution des filets peut être simple ou double dans la région distale pour augmenter le nombre de filets en contact avec l'os cortical dans la région du point d'entrée (Figure 1-8) et permettant aussi une insertion plus rapide (Cho *et al.*, 2010). Le profil du corps de la vis peut être cylindrique ou conique (Figure 1-8). Il existe plusieurs types de tête de vis pour la connexion entre les tiges et la vis, offrant des cinématiques de fixation à la tige différentes (monoaxiale, uniaxiale, multiaxiale).

Durant l'étape d'insertion des vis, plusieurs choix sont à faire quant à la localisation du point d'entrée, la quantité d'os cortical à enlever pour élargir le point d'entrée et le diamètre du taraudage. La localisation du point d'entrée idéal est fortement liée au choix de l'orientation des vis. Le point d'entrée est rongé afin de préparer la zone d'insertion et permet la visualisation de repères et l'insertion de la sonde dans une zone trabéculaire. Cela permet aussi de créer un espace pour la tête de vis lors de l'insertion. Cette profondeur d'insertion doit être cohérente avec les autres vertèbres voisines afin d'avoir un alignement pour placer la tige sans créer de forces supplémentaires de fixation. Lors de l'insertion, il existe également une technique d'insertion dite de « hubbing » où la vis est enfoncé jusqu'à un contact intime de la tête de vis dans la vertèbre, pouvant ainsi causer des fractures iatrogéniques de l'os cortical (Paik *et al.*, 2012).

Avant l'insertion de la vis, un taraudage de diamètre inférieur à celui de la vis est effectué dans la trace de la sonde. Les chirurgiens ont longtemps cru que le taraudage réduisait l'ancrage des vis pédiculaires car cela réduisait le couple à l'insertion (Kuklo *et al.*, 2003, Carmouche *et al.*, 2005), mais la non corrélation de ce paramètre avec l'ancrage des vis a par la suite été démontrée (Sandén *et al.*, 2010). À ce jour, les chirurgiens utilisent généralement un taraud de diamètre inférieur de 1 mm à celui-là vis (Erkan *et al.*, 2010).

Il existe trois principales orientations d'insertion (*Anatomic*, *Straight Forward* et *Straight Ahead*) qui diffèrent d'angle dans les plans sagittaux et transverses. La trajectoire *Anatomic* vise à suivre l'anatomie du pédicule afin d'éviter toutes perforations des parois corticales durant l'insertion et de par l'anatomie des pédicules, le point de vis se trouve vers le centre du corps vertébral; la trajectoire *Straight Forward* vise à longer et viser le centre du plateau vertébral supérieur ; la trajectoire *Straight Ahead* vise à maximiser le contact avec la paroi latérale du pédicule et du corps vertébral tout en restant parallèle au plateau vertébral supérieur (Figure 1-17). Ces trois stratégies varient afin de maximiser plusieurs aspects, soit en augmentant la profondeur d'insertion en plaçant les vis en diagonale (en visant le milieu du corps vertébral), soit en restant dans l'axe des pédicules ou encore en restant proche des parois corticales latérale et supérieure pour favoriser le voisinage avec l'os cortical (Gaines, 2000, Lehman *et al.*, 2003, Dhawan *et al.*, 2008, Brown *et al.*, 2010). En raison de pédicules trop déformés, l'orientation n'est pas toujours un choix possible, mais ce paramètre a un effet sur l'ancrage biomécanique et les efforts appliqués à la vis pendant la chirurgie (Essig *et al.*, 2012).

D'autres méthodes, où l'objectif est de maximiser le contact avec la paroi corticale latérale (trajectoire *corticale* ou « in-out-in ») existent. Ceci conduit à une perforation des parois (Belmont *et al.*, 2001), mais cela reste cliniquement acceptable si la perforation est inférieure à 2mm (Upendra *et al.*, 2008). Kojima *et al.* (2015) ont démontré que ce type de trajectoire traverse des régions d'os plus dense que les trajectoires trans-pédiculaires.

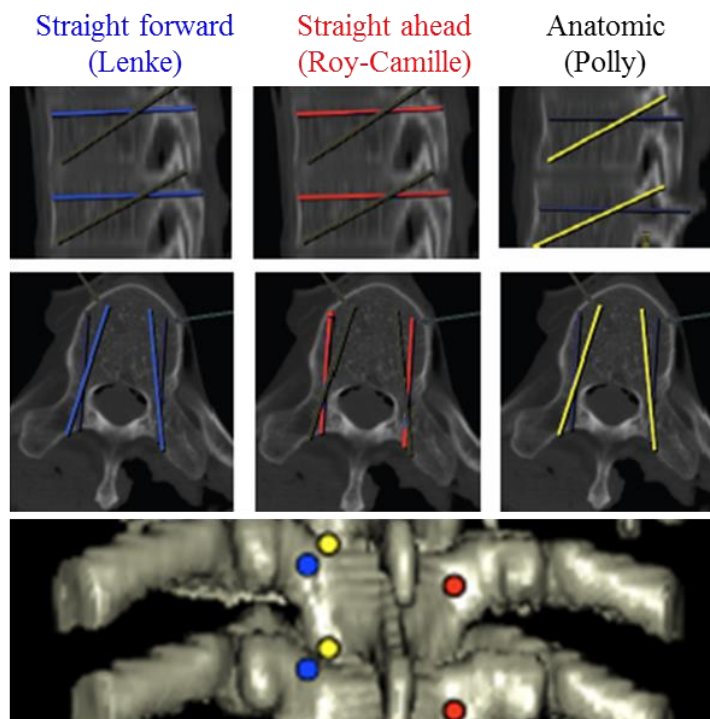


Figure 1-17 : Différentes stratégies de trajectoire d'insertion et localisation des points d'entrée.

Adaptée avec permission de Dhawan *et al.* (2008)

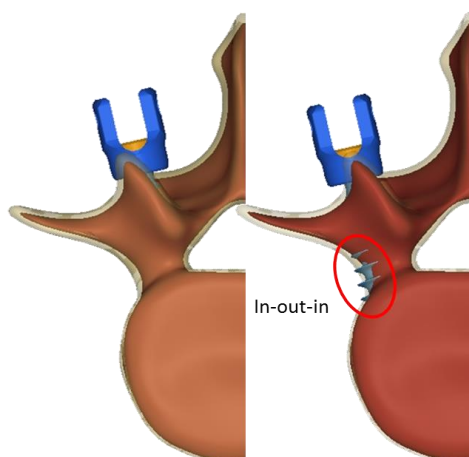


Figure 1-18 : Schéma de la stratégie d'insertion par perforation latérale du corps vertébral dite « in-out-in »

Ensuite, le choix des niveaux vertébraux à instrumenter est un compromis entre le niveau de correction et la mobilité résultante. Aubin *et al.* (2007) ont montré qu'il y a une grande variabilité

dans le choix des niveaux à instrumenter et des techniques utilisées. Majdouline *et al.* (2007) ont montré que cette variabilité pourrait provenir d'une différence dans les objectifs de correction ainsi que des préférences des chirurgiens selon leurs expériences et de leur école d'apprentissage. Theruvath *et al.* (2012) montrent que pour un type de courbure donnée, les séquences sont décidées sur une base méthodologique, mais également basée sur les préférences de chaque chirurgien. Les choix et impact des manœuvres chirurgicales ne seront pas traités dans projet doctoral.

1.3.3.3 Effets biomécaniques des choix chirurgicaux

L'ensemble des choix préopératoire et des paramètres spécifiques aux patients ont une influence sur l'ancrage biomécanique des vis pédiculaire. De nombreuses études ont permis de montrer les effets des paramètres cités dans les sections précédentes.

La densité osseuse est un paramètre important car les vertèbres ostéoporotiques peuvent conduire à de plus grands risques de fracture du pédicule (Wittenberg *et al.*, 1991, Halvorson *et al.*, 1994, Chapman *et al.*, 1996, Okuyama *et al.*, 2001, Hackenberg *et al.*, 2002). Bien que l'ostéoporose ne soit pas directement liée aux cas de scolioses adolescentes, c'est une problématique dans les cas de scolioses adultes.

Concernant le choix des dimensions des vis pédiculaires, le diamètre extérieur a été démontré comme étant le paramètre principal influant sur la résistance à l'arrachement axial (Skinner *et al.*, 1990, Wittenberg *et al.*, 1993, Brantley *et al.*, 1994, Cho *et al.*, 2010). Néanmoins, l'utilisation de vis à grand diamètre peut alors entraîner un gonflement ou des perforations de la paroi corticale (Inceoglu *et al.*, 2007, Modi *et al.*, 2009, Modi *et al.*, 2010, Cho *et al.*, 2014). Krenn *et al.* (2008) ont déterminé que les vis offrant le plus de surface de contact (FOA : « Flank Overlap Area »), se traduisant par un plus grand ratio entre diamètre inférieur et diamètre supérieur, pourrait expliquer un meilleur ancrage. Également, la longueur des vis a un effet important dans les efforts transmis sur la vis. Krag *et al.* (1989) ont montré qu'une vis insérée à 100% de la longueur possible augmente de 25% à 50% la force à l'arrachement axiale comparée à une vis insérée à 80% de la profondeur possible. Bezer *et al.* (2012) ont montré une augmentation de 40% de force à la rupture pour des vis bicorticales comparée à des vis unicorticales sous des chargements latéraux.

Plusieurs études ont permis de montrer que les vis à profil conique permettent d'obtenir des forces à l'arrachement sous chargement axiaux de 17% à 26% supérieures aux vis cylindriques (Kwok *et al.*, 1996, Abshire *et al.*, 2001, Hsu *et al.*, 2005, Chao *et al.*, 2008, Krenn *et al.*, 2008). Les vis à profil conique permettent également d'obtenir un couple d'insertion significativement supérieur aux vis cylindriques, qui semble intuitivement un bon indicateur sur l'ancrage obtenu mais Tsai *et al.* (2009) et Sandén *et al.* (2010) ont démontré que le couple d'insertion n'est pas tout le temps corrélé avec la force maximale à l'arrachement et ne peut pas être utilisé comme un indicateur intraopératoire pour prédire l'ancrage des vis insérées car il est également dépendant de la forme des filets, du diamètre des vis et de la qualité osseuse.

Lill *et al.* (2006) ont montré que ce type de filetage offre une augmentation significative de l'ancrage des vis pédiculaires lors de chargements non-axiaux. L'effet du double filet n'a néanmoins pas montré d'apport significatif sur l'ancrage des vis pédicules dans des cas d'arrachement axiaux (Mummaneni *et al.*, 2002, Mehta *et al.*, 2012, Brasiliense *et al.*, 2013).

Les cinématiques de fixation de la vis à la tige ont été étudié et il a été montré que les vis monoaxiales permettent un meilleur transfert des charges pendant les manœuvres mais génèrent de plus grandes forces lors de l'attachement aux tiges (Cho *et al.*, 2010). Les vis multiaxiales permettent de réduire les charges supplémentaires de 10% à 50% lors des fixations des tiges aux têtes de vis (Wang *et al.*, 2012) et offrent une plus grande liberté dans le choix de la trajectoire d'insertion et de la fixation de la tige à la tête de vis.

Lors de la préparation du point d'entrée et de l'insertion des vis, Paik *et al.* (2012) et Kang *et al.* (2014) ont montré que le « hubbing » a pour effet de réduire l'ancrage (-42% en force à l'arrachement) des vis pédiculaires sous des cas de chargements axiaux et non-axiaux de par des fractures iatrogéniques de l'os cortical autour du point d'entrée.

De nombreuses études ont cherché à déterminer l'effet d'un taraudage et sa taille sur les performances d'ancrage des vis pédiculaires. L'ensemble des résultats indiquent qu'un taraudage doit être de taille inférieure à la vis afin de créer une prétention et peut augmenter de 10% à 20%

la force axiale à l'arrachement (Defino, 2007, Battula *et al.*, 2008, Chatzistergos *et al.*, 2010, Chatzistergos *et al.*, 2014, Schmidt *et al.*, 2014). Chatzistergos *et al.* (2014) ont trouvé qu'un taraudage avec un filet différent à celui de la vis permettait un gain de 11% de force à l'arrachement axial alors que Bohl *et al.* (2015) rapportent que le taraudage doit être effectué avec un taraud fileté avec la même géométrie et pas de filet que la vis au risque d'une perte de force à l'arrachement d'environ 8%. Ces différences peuvent être expliquées par une forte différence des géométries de vis (conique ou cylindrique), type de filetage (simple ou double) utilisée pour les expériences. Des modèles de blocs de plastique ont été utilisés pour décrire les effets de précontraintes générées lors de l'insertion de vis (Fakhouri *et al.*, 2009) mais le comportement interne de l'os en fonction de la morphologie du pédicule lors de l'insertion de vis reste à ce jour non documenté.

Concernant les directions d'insertion, Wu *et al.* (1998), Sterba *et al.* (2007) et Lehman *et al.* (2003) ont montré que les trajectoires visant le centre du corps vertébral ont des plus faibles performances biomécaniques (approximativement -20% de force à l'arrachement sous chargements axiaux) que les vis ayant une trajectoire favorisant le voisinage avec les parois corticales (sans perforation). Santoni *et al.* (2009), (Wray *et al.*, 2015) et Ueno *et al.* (2015) ont montré que l'utilisation de vis corticales (diamètre, longueur et filets plus petits) en trajectoire corticale augmente d'environ 30% les forces à l'arrachement en chargements axiaux et ont des résistances similaires en chargements latéraux comparés à des vis traditionnelles insérées en trajectoire transpédiculaire. Ces trajectoires doivent être utilisées avec des vis adaptées car Brasiense *et al.* (2010) et Li *et al.* (2015) ont montré une perte en force maximale d'arrachement à cause de fractures de l'os cortical par les vis traditionnelles.

1.3.4 Risques liés à l'utilisation des vis pédiculaires

Les risques liés à l'utilisation des vis pédiculaires sont :

1. Lors de l'insertion de la vis où une malposition des vis peut entraîner des complications neuro-vasculaires (Belmont *et al.*, 2001, Upendra *et al.*, 2008, Modi *et al.*, 2009, Brasiense *et al.*, 2010, Hicks *et al.*, 2010)). Pour réduire ces risques, le recours à la navigation 3D combinée à des méthodes d'imagerie (Amiot *et al.*, 2000, Nottmeier *et al.*, 2009) offre une alternative qui dans la pratique est très peu utilisées. Le choix d'une vis

de trop large diamètre peut également causer une fracture du canal pédiculaire (Inceoglu *et al.*, 2007, Cho *et al.*, 2014).

2. Durant les manœuvres de correction, les forces non-axiales à la vis induisent du tassement osseux. Selon les niveaux de forces, les tassements osseux peuvent générer du jeu autour des vis, réduisant ainsi son ancrage (Law *et al.*, 1993). Un tassement trop important ou une force trop élevée peut par la suite conduire à de la fracture osseuse et un déchaussement total de la vis (Wagner *et al.*, 2011). Hicks *et al.* (2010) rapportent dans une étude rétrospective que pour chaque vis placée, il y a une prévalence de 0.54% de déchaussement partiel ou d'arrachement total durant les manœuvres, et de 0.5% de cas de fracture du pédicule, ceci pouvant causer des complications neurologiques ou vasculaires et nécessiteront souvent des opérations de révision (Polly *et al.*, 1998).
3. En période postopératoire, les vis sont soumises aux chargements physiologiques de la vie courante, ceci pouvant entraîner des arrachements des vis pédiculaires par fatigue (Haddock *et al.*, 2004) ou même des bris de la vis ou de la tige d'instrumentation (Chen *et al.*, 2005). Hicks *et al.* (2010) rapportent un taux de 0.83% de patients nécessitant des opérations de révision dues à des malpositions ou complications postopératoires. Les problèmes de bris de vis pendant une chirurgie d'instrumentation peuvent survenir mais sont très rares (Hicks *et al.* (2010) ne rapportent qu'un seul cas sur un review de 4570 vis implantées).

Ce projet doctoral va se concentrer sur les impacts des paramètres relatifs à la condition physiopathologique du patient et des choix relatifs aux chirurgiens sur l'ancrage primaire des vis en période intraopératoire. D'autres risques infectieux existent mais ne seront pas traité dans ce projet.

1.4 Études biomécaniques sur l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires

Puisqu'il est impossible de tester les l'ancrage des vis pédiculaires en condition réelle (Kurtz *et al.*, 2006), des tests mécaniques ont été développés pour représenter au mieux les conditions d'utilisation des vis, notamment les conditions critiques. C'est pour cette raison que les chargements sont pour la plupart du temps décomposés (par principe de superposition des forces)

et simplifiés en chargements unitaires (axiaux ou non-axiaux). L'hypothèse de base est que les chargements complexes intra et postopératoire sont des combinaisons linéaires de chargements unitaires. L'ensemble des tests biomécaniques pour évaluer l'ancrage des vis pédiculaires se concentre sur l'impact des géométries et dimensions des vis, des techniques d'insertion des vis et des propriétés osseuse et morphologique des vertèbres supportant les vis.

1.4.1 Apports des études expérimentales

Si l'expérimentation sur vertèbres humain cadavérique offre un cadre idéal à la mise en œuvre des connaissances et à l'évaluation de nouvelles technologies de vis, pour des raisons éthique et financière, le recours aux vertèbres cadavériques animales (porcines (Abshire *et al.*, 2001), caprin (Mayo *et al.*, 2010) ou ovines (Lill *et al.*, 2006)) offre une alternative conséquente de recherche de par des morphologies relativement proche aux vertèbres humaines (McLain *et al.*, 2002). Néanmoins, la posture quadrupède de ces animaux et leurs écarts de masse comparée à l'humain font que les propriétés des matériaux (densité et module de Young) peuvent être 1.5 à 5 fois supérieures comparées à celles des vertèbres humaines (An *et al.*, 1999). Les tests d'ancrages peuvent également être effectués sur des blocs de mousse synthétique représentant les propriétés et types d'os (cortical et trabéculaire) des vertèbres.

Les tests expérimentaux sont généralement effectués en fixant les spécimens (vertèbres ou blocs de mousse synthétique) et en appliquant une force sur la tête de vis. Les chargements peuvent être appliqués jusqu'à la rupture (force en rampe) pour tester l'ancrage statique, ou une force cyclique pour tester le comportement en fatigue. Lors des expériences, plusieurs mesures sont collectées (forces, couples, temps, déplacement) et ensuite traitées pour identifier des caractéristiques mécaniques (raideur initiale, limites élastiques, force à la rupture visible en Figure 1-19). Ces indices permettent ainsi de comparer les vis et leurs performances biomécaniques. Cliniquement, la raideur initiale exprime la capacité à une vis insérée dans une vertèbre fixe à résister à un déplacement en réponse à une force appliquée, la limite élastique est la force à laquelle la déformation osseuse devient plastique (permanente) et la force à l'arrachement correspond à la force maximale que la vis peut supporter avant de s'arracher. Ces données sont à l'origine des tests et données standardisés utilisés aujourd'hui pour évaluer ces instrumentations (ASTM F-543 (2009)).

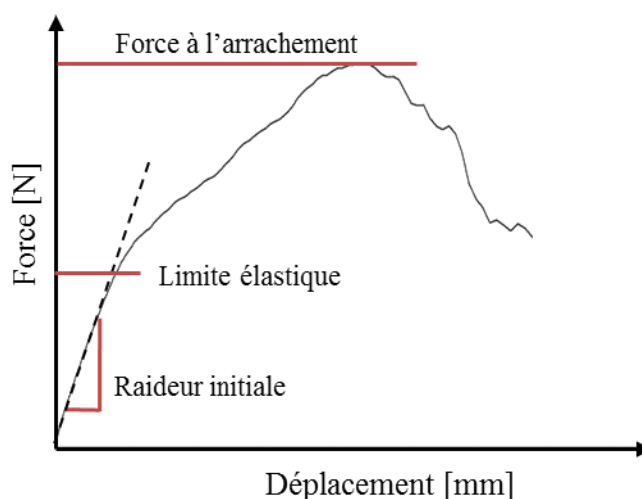


Figure 1-19 : Courbe de Force-Déplacement typique et indices mécaniques extrait.

Cette revue de littérature ne prend pas en compte les études de chargements en fatigue (grand nombre de cycles de chargement à faible amplitude). Ce type de tests évalue les risques de déchaussement de vis en période postopératoire et non les chargements primaires intraopératoires subis par la vis. Ces tests donnent toutefois des résultats limités car ils ne prennent pas en compte l'aspect vivant du tissu osseux qui subit un remodelage et une réparation dans le temps (White *et al.*, 1990).

La norme ASTM F-543 (2009) décrit le test biomécanique de référence pour comparer les performances des vis pédiculaires. Le test peut s'effectuer avec des blocs de mousses synthétiques standardisées ou des vertèbres cadavériques encastrées. C'est un test quasi-statique de traction axiale (dans l'axe principal du corps de vis) s'appliquant à la tête de vis allant jusqu'à l'arrachement complet de la vis (Figure 1-20). Les forces à l'arrachement obtenues avec ce test avec des vertèbres cadavériques humaines sont de 218 N à 840 N (Inceoglu *et al.*, 2006, Santoni *et al.*, 2009, Mehta *et al.*, 2012). Ce test standardisé fournit une évaluation relativement exhaustive de la performance d'ancrage de certains types de vis, mais la pertinence clinique de ce test est pourtant limitée puisque les chargements *in vivo* ne sont pas purement axiaux (Salmingo *et al.*, 2012, Wang *et al.*, 2012). Il existe d'autres tests qui ne sont pour le moment pas standardisés où les chargements sont appliqués orthogonalement à l'axe de la vis, créant ainsi un bras de levier (Figure 1-20).

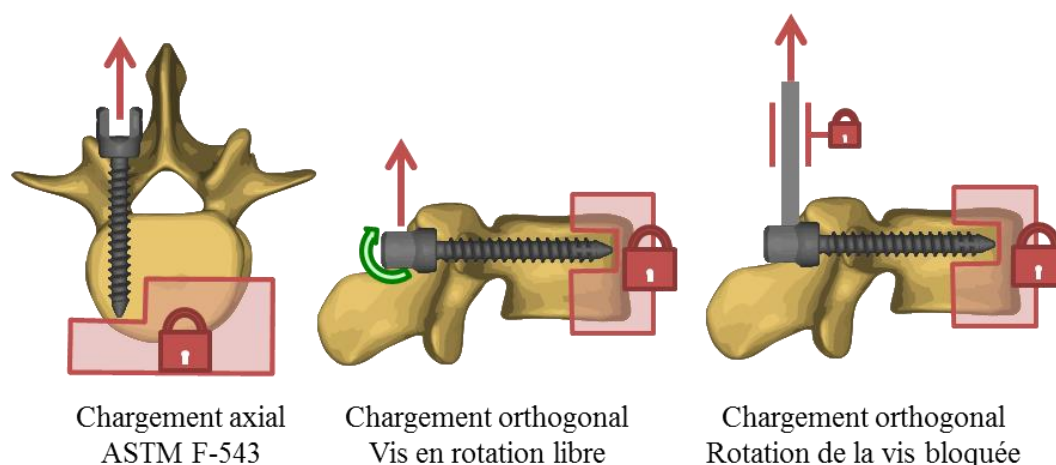


Figure 1-20 : Exemple de conditions de chargement pour tests biomécaniques d'ancrage de vis pédiculaires

Le comportement interne de l'os à l'interface avec une vis pédiculaire lors de chargement d'implants a été très peu étudié car il est très complexe et coûteux d'observer les zones internes pendant les procédures (Mueller *et al.*, 2012). Le manque d'information à l'interface os-filet de vis empêche de bien comprendre les raisons des fractures et des zones de faiblesses pour l'amélioration des futures vis pédiculaires.

Si les études expérimentales ont permis de caractériser l'impact de plusieurs facteurs importants pour l'ancrage des vis pédiculaires, elles présentent néanmoins certaines limites. La répétabilité des expériences n'était pas toujours respectée en raison de la forte variabilité des conditions aux limites (Pfeiffer *et al.*, 1996) et des conditions de chargement (Goel *et al.*, 2005, Goel *et al.*, 2006, Valdevit *et al.*, 2011). Les expériences sur des spécimens cadavériques donnent des résultats avec une forte variabilité en raison des différences inter-spécimens. Ceci nécessite de disposer d'un grand nombre de cas pour les analyses statistiques, ce qui de fait devient difficile à mettre en œuvre au regard de la nature des essais expérimentaux essentiellement destructif.

1.4.2 Apports des études numériques

Les limites inhérentes aux tests expérimentaux (variabilité et reproductibilité) peuvent être complétées par l'utilisation de modèles numériques. Cette approche permet de faire varier

plusieurs facteurs indépendamment sur le même spécimen (Templeton *et al.*, 2004) et d'analyser plus finement le comportement des structures internes lors des chargements.

Il existe plusieurs types de modélisation pour étudier le comportement des systèmes vis-vertèbre. D'une part, la modélisation multicorps est une approche qui permet de simuler le comportement dynamique de corps rigides et/ou flexibles connectés les uns aux autres par des liaisons mécaniques, chacun de ses corps décrivant de déplacements à la fois en translation et en rotation. Ce genre de modèle a été principalement introduit pour faciliter la représentation de la cinématique des manœuvres d'instrumentation. Elle a pour avantage d'avoir un temps de résolution rapide (de l'ordre de quelques minutes), mais ne permet pas une modélisation fine et détaillée les propriétés en déformation des corps qui ne sont pas bien représentés. Les modèles multicorps simulant des systèmes vis-vertèbres modélisent généralement la connexion par une relation de raideur (force-déplacement et/ou moment-angle), ce qui permet des analyses pertinentes pour évaluer l'effet de stratégies d'instrumentation (Aubin *et al.*, 2003), mais reste insuffisant pour étudier le comportement détaillé à l'interface os-implant. D'autre part, la modélisation par éléments finis permet de calculer numériquement le comportement d'objets par la résolution d'un système d'équations aux dérivées partielles. Les géométries des corps sont discrétisées en des régions plus petites et plus simples (éléments) et le comportement des matériaux est approximé en utilisant des lois de comportement sur chaque élément. Cette méthode permet une représentation fine des systèmes, mais nécessite une plus grande puissance de calcul et un plus long temps de résolution (de l'ordre de plusieurs heures à plusieurs jours). La suite de cette revue de littérature s'intéresse aux modèles par éléments finis de systèmes vis-vertèbre.

Beaucoup d'études se sont concentrées sur le rôle structurel et fonctionnel de système d'instrumentation en période postopératoire et ont modélisé les vis pédiculaires comme étant fusionnées aux vertèbres (Rohlmann *et al.*, 1999, Fan *et al.*, 2010, Rohlmann *et al.*, 2010, Gornet *et al.*, 2011). Ces modèles ont permis de simuler le comportement de l'instrumentation soumises à de forces représentatives de conditions intra- et postopératoires, généralement selon l'axe des vis pour représenter leur arrachement. Ces modèles se sont plus concentrés sur la résistance mécanique des implants et non le comportement osseux à l'interface.

Liu *et al.* (1998) sont les premiers à proposer l'utilisation d'un modèle éléments finis avec une interface de contact entre un implant et une vertèbre pour une chirurgie antérieure. Chen *et al.* (2003) se sont intéressés au transfert de charges sous chargements non-axiaux de vis pédiculaires et sont les premiers à proposer un modèle d'une vis pédiculaire insérée dans une vertèbre en prenant en compte l'influence du type de contact (soudé ou contact avec friction), montrant ainsi une différence dans le transfert de forces entre l'os et la vis.

Zhang *et al.* (2004), Hsu *et al.* (2005), Kourkoulis *et al.* (2009) et Chatzistergos *et al.* (2010) ont par la suite proposé des modèles simplifiés de pédicules ou de blocs synthétiques où ils ont étudié les effets géométriques des vis (longueur, diamètre et type de filet) ainsi que les effets de la densité osseuse sur l'interface de contact dans les cas de chargements axiaux. Ces modèles ont permis de montrer les contraintes générées par la géométrie des filets et démontrer l'importance du diamètre et de la longueur des vis pédiculaires. Tous ces modèles étant simplifiés, ils ne prennent pas en compte les caractéristiques morphologiques du pédicule ni les variations de l'épaisseur de l'os cortical. De plus, les propriétés matériaux utilisées pour ces modèles représentaient des comportements élastiques linéaires, sans la prise de déformation plastique et de la rupture osseuse.

Par la suite, d'autres modèles de Kim *et al.* (2010), Wang *et al.* (2014) et Pfeiffer *et al.* (2014) avec des géométries plus détaillées et des lois de comportement élasto-plastique pour les propriétés matériaux ont permis d'étudier l'influence de la quantité et de la zone d'application de ciment pour les techniques d'augmentation. Ces modèles ne représentent pas la différence entre l'os trabéculaire et cortical, ni les variations d'épaisseur de l'os cortical, ceci ne permettant pas de comprendre le rôle structurel de l'os cortical.

Tsubota *et al.* (2003) et Wirth *et al.* (2010) se sont intéressés au comportement à l'interface de contact de l'os et des vis à l'échelle trabéculaire et ont développé des modèles représentant les trabécules, montrant ainsi les contraintes ou déformations des trabécules et mettant en évidence la variabilité osseuse naturelle. Cette technique de modélisation permet une observation plus fine du comportement osseuse à l'échelle trabéculaire, mais nécessite une grande puissance et temps de

calcul puisque les modèles simplifiés visibles en Figure 1-21 (Wirth *et al.* (2010)) contenaient entre 13.6 et 95.8 millions d'éléments pour 289 millions de degrés de liberté. L'utilisation de modèle osseux continu reste néanmoins adéquate pour des études à l'échelle vertébrale.

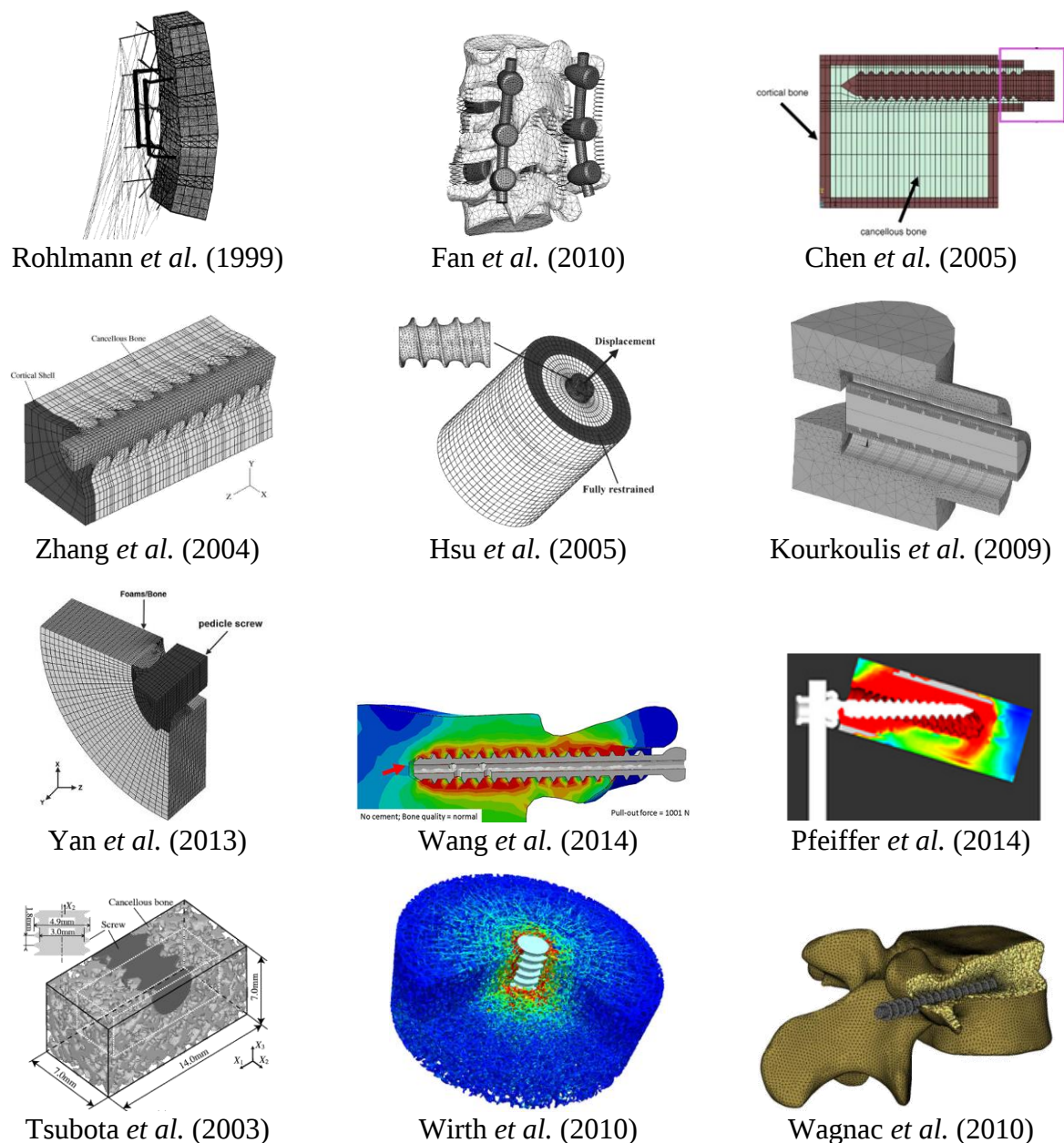


Figure 1-21 : Exemples de modèles utilisés pour l'étude de l'ancrage de vis pédiculaires (sauf Wirth *et al.* (2010) qui représente une vis fémorale). Reproduit avec permissions.

Enfin, Wagnac *et al.* (2010) ont proposé un modèle à géométrie très détaillée d'une vertèbre lombaire L3 où ils ont montré la faisabilité de simuler l'arrachement d'une vis générique en prenant en compte la friction à l'interface os-implant, la présence d'os cortical et trabéculaire, la déformation plastique et la rupture de l'os. C'est le premier modèle pouvant être utilisé pour simuler avec plus de réalisme la déformation élasto-plastique et la rupture osseuse durant les chargements décrits dans la norme ASTM F-543 (2009). C'est à partir de ce modèle que ce projet doctoral a débuté.

1.5 Les limites générales

Cette revue de littérature mis en évidence l'état des connaissances actuelles et les limites des travaux précédents. L'ancrage biomécanique des vis dépend des paramètres intrinsèques de la vertèbre (forme et taille des vertèbres, qualité osseuse), donc du patient, mais aussi des techniques chirurgicales d'insertion et du design des vis qui peut présenter plusieurs caractéristiques (telles que la forme des filets, le type de filetage ou la dimension). Toutefois, le choix des implants et les stratégies d'insertion (élargissement du point d'entrée, diamètre du taraudage ou trajectoire d'insertion) reposent encore principalement sur des principes empiriques et sur l'expérience et l'habileté des chirurgiens.

Les études antérieures ont montré les effets de certains paramètres géométriques des vis pédiculaires (longueur, diamètre, profil, etc.) et certains paramètres chirurgicaux (préparation du point d'entrée, profondeur de « hubbing », trajectoire d'insertion, taraudage, etc.), mais de par l'aspect destructif et la forte variabilité expérimentale des tests jusqu'ici proposés, peu d'étude ont pu étudier comparativement un ensemble de paramètres pertinents et leurs interactions. Les tests expérimentaux d'évaluation de la performance de l'ancrage des vis pédiculaires se font traditionnellement avec des tests standard d'arrachement selon l'axe de la vis. Cependant ces tests ne représentent pas l'ensemble des forces que les vis pédiculaires peuvent subir lors des manœuvres chirurgicales ou en période postopératoire. L'étude du comportement des vis pédiculaires sous chargements non-axiaux n'est pas standardisée ce qui rend la comparaison des différentes études antérieures complexe voire impossible. La variabilité des résultats ne permet pas de comparer l'importance de paramètres géométriques des vis (diamètre ou longueur) et des paramètres chirurgicaux (trajectoire ou taraudage). Par ailleurs, plusieurs équipes ont tenté

d'étudier le comportement des vis pédiculaires en utilisant la méthode de modélisation par éléments finis. Néanmoins, il n'existe pour l'instant pas de modèle assez raffiné pouvant représenter avec détail le comportement de vis pédiculaires, des structures osseuses et des conditions de contact lors de sollicitations intra et postopératoires.

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

La revue de la littérature a permis de poser un certain nombre de constats et relever des problématiques en lien avec l'utilisation de vis pédiculaires pour la correction de déformations de la colonne vertébrale :

1. Le choix des implants et des stratégies d'insertion (élargissement du point d'entrée, diamètre du taraudage ou trajectoire d'insertion) repose encore principalement sur des principes empiriques et sur l'expérience des chirurgiens.
2. Les études expérimentales ont permis de déterminer les effets de certains paramètres, mais comportent des limites inhérentes (variabilité et reproductibilité) causées par l'aspect irréversible et destructif des tests.
3. Les modèles numériques actuels ne permettent pas d'étudier les effets individuels et combinés des géométries des vis, choix de placement et de la morphologie des vertèbres.
4. Les tests expérimentaux pour l'évaluation de la performance d'ancrage des vis pédiculaires sous chargement axial sont couverts par la norme ASTM F-543 (2009), mais il n'y a pas de norme qui couvre l'ensemble des forces que les vis pédiculaires subissent lors des manœuvres chirurgicales.

Malgré les nombreuses études expérimentales in vitro et le développement de modèles numériques détaillés, aucun consensus n'a donc été établi sur les techniques optimales d'insertion de vis pédiculaires ni le type de vis à utiliser pour obtenir des ancrages plus sécuritaires.

2.1 Question de recherche

Les enjeux de ce projet doctoral sont de mieux comprendre les effets des paramètres influant sur le comportement biomécanique des vis pédiculaires, et ainsi pouvoir réduire les risques d'échec liés à leur utilisation tels que le déchaussement partiel ou complet des vis ou l'initiation de fractures.

La question de recherche de ce projet est : ***comment choisir et placer les vis pour réduire les risques de déchaussement de vis lors des manœuvres chirurgicales et des mouvements fonctionnels postopératoires?***

2.2 Hypothèses de recherche

Lors de la planification d'une opération et durant l'exécution de la chirurgie, les chirurgiens doivent définir une stratégie opératoire en fonction des caractéristiques morphologique et pathologique du patient afin d'obtenir un ancrage solide des vis pédiculaires dans les vertèbres.

Les deux hypothèses que ce projet cherche à vérifier sont :

H1 : Les choix relatifs aux chirurgiens influencent de façon significative ($p < 0.05$) l'ancrage biomécanique de la vis pédiculaire.

H2 : Les variations d'épaisseur de l'os cortical dans l'isthme pédiculaire et la qualité osseuse des vertèbres influencent de façon significative ($p < 0.05$) l'ancrage biomécanique de la vis pédiculaire.

Les choix relatifs aux chirurgiens qui vont être traités dans le cadre de ce projet doctoral sont :

- Dimension et type de vis (diamètre, longueur et type de filetage)
- Point d'insertion et trajectoire
- Méthode d'insertion (élargissement du point d'entrée, pré-trou, taraudage)
- Direction des chargements sur les vis

L'ancrage biomécanique d'un l'implant est caractérisé par des indicateurs issus de tests expérimentaux ou numériques :

- La raideur initiale (rapport linéaire force/déplacement) en début de chargement
- La force maximale appliquée sur la vis à l'arrachement
- La déformation osseuse élastique et plastique à l'interface os/vis et du pédicule
- Les énergies dissipées lors d'un cycle de chargement
- Distribution et niveaux des contraintes internes dans l'os et dans la vis

2.3 Objectifs

L'objectif général de ce projet doctoral est de comprendre et analyser le comportement biomécanique de l'interface os-vis pédiculaire sous différents modes de chargement afin

d'orienter le choix et le positionnement optimal des vis pour réduire les risques de déchaussement lors des manœuvres chirurgicales et en période postopératoire.

Une approche combinée numérique et expérimentale a été adoptée et permettant ainsi de distinguer deux objectifs spécifiques :

O1 : Analyser le comportement mécanique à l'interface de contact entre les vis pédiculaires et les structures osseuses :

- a. Développer et valider un modèle numérique
- b. Exploiter le modèle numérique afin de mieux décrire le comportement de l'interface os-vis
- c. Développer un protocole expérimental et décrire le comportement de vis pédiculaires sous chargements non-axiaux

O2 : Analyser et comparer les effets de paramètres pouvant avoir un effet sur l'ancrage biomécanique des vis :

- a. Étudier les effets des paramètres relatifs aux choix des chirurgiens (type et dimension de vis, point d'insertion et trajectoire, méthode d'insertion, direction de chargements sur les vis)
- b. Étudier les effets des paramètres relatifs à la condition physiopathologique du patient (forme des pédicules, niveau vertébral, épaisseur de l'os cortical et densité osseuse)

Ces hypothèses seront adressées au-travers la réalisation de ces objectifs. Le tout sera rapporté dans cette thèse à l'aide de 4 chapitres, incluant 3 articles scientifiques. Le Chapitre 3 traitera les objectifs O1.a, O1.b et O2.a. Le Chapitre 4 traitera les objectifs O1.c et O2.a. Le Chapitre 5 traitera les objectifs O1.b, O2.a et O2.b, 3.a et 3.b. Le Chapitre 6 traitera les objectifs O1.b et O2.a (Figure 2-1).

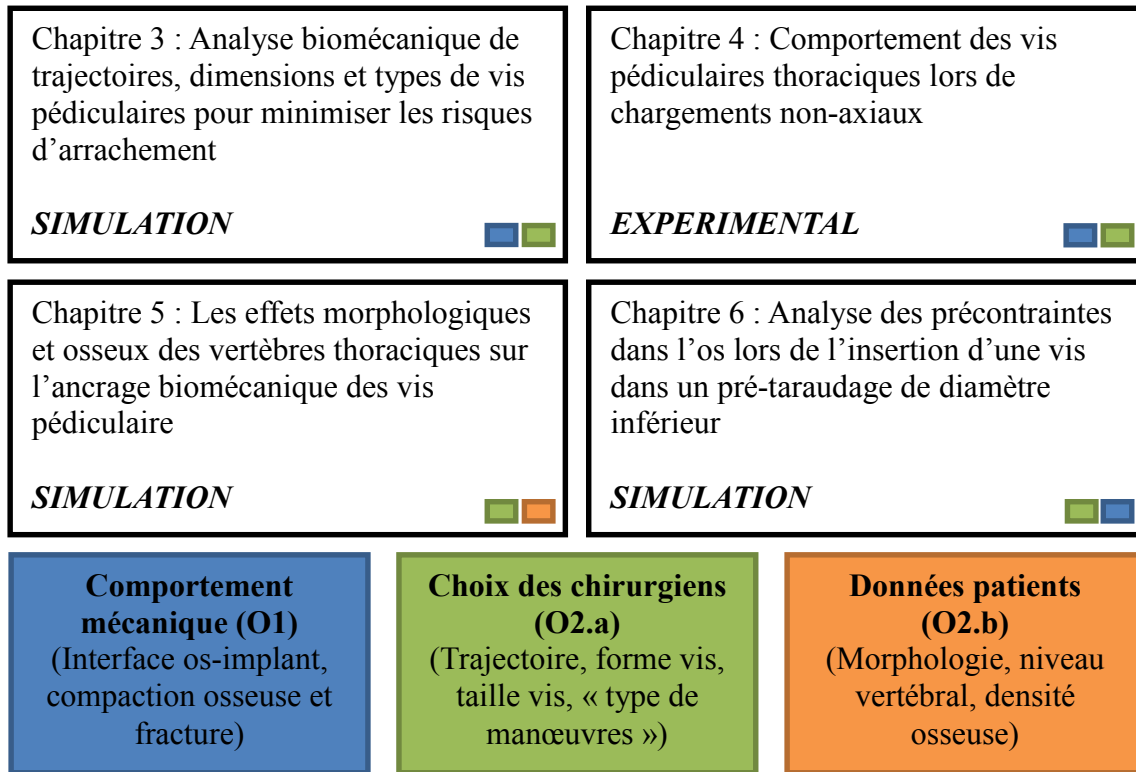


Figure 2-1 : Organisation des chapitres et objectifs traités

CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE TRAJECTOIRES, DIMENSIONS ET TYPES DE VIS PÉDICULAIRES POUR MINIMISER LES RISQUES D'ARRACHEMENT

3.1 Article #1 : Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement.

3.1.1 Situation et résumé de l'article

Cet article, intitulé « Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement », a été accepté pour publication par la revue Journal of Spinal Disorders & Techniques (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 1.888) le 29 juillet 2014. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Ce premier article porte sur les objectifs O1 et O2.a de la thèse.

Le but était d'évaluer biomécaniquement l'ancrage de vis pédiculaires en fonction de différentes trajectoires, dimensions et types de vis. Un modèle par éléments finis détaillé de la vertèbre L3 a été utilisé, incluant une répartition des structures osseuses (trabéculaire et corticale) finement décrite et des propriétés des matériaux élastoplastiques avec une loi de rupture. Des simulations de tests d'arrachement ont été réalisées selon un plan d'expériences factoriel complet de quatre facteurs à deux niveaux afin d'étudier leurs effets et interactions : 2 types de filet (simple et double), 2 diamètres (6.5 et 8.5 mm) et longueurs de vis (40 et 50 mm) et 2 trajectoires d'insertion (Straight Forward et Anatomic). Les vis ont été chargées axialement jusqu'à leur arrachement. Ensuite, l'effet de l'élargissement du point d'insertion (retrait d'os cortical et trabéculaire 0.5 mm autour de l'axe de la vis) et l'effet de trajectoire corticale favorisant la perforation des parois corticales ont été étudiés. Le déplacement de la vis et la force résultante ont été mesurées afin de comparer le comportement de chaque configuration. Le modèle a été validé en vérifiant que les résultats numériques étaient comparables et dans la même gamme de valeur que les données expérimentales de la littérature. Tous les paramètres testés ont des effets significatifs ($P < 0.01$) sur la force à l'arrachement et la raideur initiale du système. Le diamètre des vis a eu un effet prédominant par rapport aux autres facteurs sur la performance d'ancrage

des vis. La meilleure trajectoire d'insertion a été celle qui favorise la proximité avec les parois corticales (Straight Forward). Les vis à filet simple ont eu un meilleur ancrage biomécanique que les vis à filet double. Les schémas de fractures étaient tous semblables, avec des ruptures initiales en pointe de vis se propageant le long des vis jusqu'à l'arrachement complet. Le modèle a permis de mesurer les effets des géométries des filets et des dimensions des vis, ainsi que les choix d'insertion sur la tenue des implants. Il a également rendu possible la caractérisation du mécanisme d'arrachement de vis pédiculaires lors de chargements axiaux. Cette étude a également permis de montrer que ce modèle est un outil supplémentaire permettant de mieux comprendre la biomécanique d'ancrage des vis pédiculaires. Les perspectives à long terme sont de pouvoir fournir des recommandations lors de planning préopératoire sur le choix des vis et des stratégies opératoires ainsi que des recommandations industrielles pour l'amélioration du design des vis pédiculaires.

3.1.2 Auteurs, affiliations et déclaration de conflit d'intérêts

Rohan-Jean Bianco, MSc, ^{a,b,c}, Pierre-Jean Arnoux, PhD, ^c, Eric Wagnac, Eng, PhD, ^{a,c}, Jean-Marc Mac-Thiong, MD, PhD, ^{b,d,e} and Carl-Éric Aubin, PhD, P.Eng ^{a,b,d}

(a) Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), Canada H3C 3A7

(b) Sainte-Justine University Hospital Center, 3175, Cote Sainte-Catherine Road, Montreal (Quebec), Canada H3T 1C5

(c) Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 IFSTTAR/Aix-Marseille Université, Boulevard Pierre Dramard, 13916 Marseille Cedex 20, France

(d) Department of Surgery, Université de Montréal, 2900 Boulevard Edouard-Montpetit, Montreal, (Quebec), Canada H3T 1J4

(e) Department of Surgery, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, 5400, boul. Gouin Ouest Montréal (Québec), Canada H4J 1C5

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Éric Aubin, PhD, P.Eng, Department of Mechanical AQ3 Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown 57 Station, Montreal, QC, Canada H3C 3A7 (e-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca).

ACKNOWLEDGEMENTS:

Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair with Medtronic of Canada).

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT:

Authors have not received any payment for conducting this work and are in no conflict of interest.

KEYWORDS:

Finite Element Analysis, Pedicle Screw, Pullout Test, Spinal Instrumentation

3.1.3 Abstract

Study design: Detailed biomechanical analysis of the anchorage performance provided by different pedicle screw design and placement strategies under pullout loading.

Objective: To biomechanically characterize the specific effects of surgeon-specific pedicle screw design parameters on anchorage performance using a finite element model (FEM).

Summary of background data: Pedicle screw fixation is commonly used in the treatment of spinal pathologies. However, there is little consensus on the selection of an optimal screw type, size, and insertion trajectory depending on vertebra dimension and shape.

Methods: Different screw diameters and lengths, threads and insertion trajectories were computationally tested using a design of experiment (DOE) approach. A detailed FEM of an L3 vertebra was created including elastoplastic bone properties and contact interactions with the screws. Loads and boundary conditions were applied to the screws to simulate axial pullout tests.

Force-displacement responses and internal stresses were analyzed to determine the specific effects of each parameter.

Results: The DOE analysis revealed significant effects ($p < 0.01$) for all tested principal parameters along with the interactions between diameter and trajectory. Screw diameter had the greatest impact on anchorage performance. The best insertion trajectory to resist pullout involved placing the screw threads closer to the pedicle walls using the straight-forward insertion technique, which showed the importance of the cortical layer grip. The simulated cylindrical single-lead thread screws presented better biomechanical anchorage than the conical dual-lead thread screws in axial loading conditions.

Conclusions: The model made it possible to quantitatively measure the effects of both screw design characteristics and surgical choices, enabling to recommend strategies to improve single pedicle screw performance under axial loading.

3.1.4 Introduction

Pedicle screw fixation is commonly used in spinal instrumentation surgeries to connect rods to vertebrae in order to correct spine alignment, stabilize vertebrae and reach an arthrodesis ¹. To be effective, the pedicle screw constructs must withstand intra-operative loading as well as physiological forces due to daily post-operative activities.

In current practice, numerous screw designs (various screw shaft threads and shape, screw heads articulated with the screw shaft, materials), insertion and manipulation techniques afford the surgeon many options. However, there is little consensus on the selection of an optimal type of screw, size, and trajectory (insertion point, tapping and screw alignment) depending on vertebra dimension and shape and bone mechanical properties. These choices are determined at the discretion of the surgeon based on his/her experience and practice ^{2,3}. Computer-assisted surgery systems guide surgeons, in real-time, to properly insert the screws through the pedicles ⁴, but the insertion strategy itself, generally, remains empirical.

In vitro experiments, such as axial pullout tests, provide significant insight into the biomechanics of screw-bone interactions and failure forces. Several surgical parameters have been studied such as the trajectory and entry point ². However, experimentations reveal limitations in terms of inter-individual variability (bone density, pedicle morphology, etc.) and reproducibility. Also, the surgical techniques used during those tests can significantly affect mechanical strength ⁵.

Such limitations in determining the optimal parameters for obtaining strong pedicle screw fixation could be overcome by finite element analysis ⁶. A few finite element models (FEM) have been developed, but most fail to take into account local geometric details and advanced mechanical properties such as plastic deformation, bone fracture, material properties distribution and contact friction at the bone-screw interface. Previous models focused either on detailed pedicle models ⁷ or on simplified complete vertebra models ⁸, which did not permit studying the detailed effects of every screw design parameter and insertion trajectory individually or combined simultaneously.

The objective of this study was to analyze the bone-screw mechanical interaction and test several parameters such as the pedicle screw size, thread design, insertion point and trajectory that could minimize the risk of instrumentation failure using a detailed FEM of an instrumented vertebra.

3.1.5 Methods

For this study, two different existing multi-axial screws were used with different thread patterns (Figure 2) from the CD Horizon spinal systems (Medtronic Inc., Memphis, USA). The first screw (CD HORIZON® LEGACY™ screw) was a cylindrical equally spaced single-lead thread screw, while the second (CD HORIZON® OSTEOGRIP™ screw) had a slightly conical inner core and the pitch of the distal part was dual-lead thread (double pitch in the pedicle region). In addition, the single-lead thread screw crests were thicker and had spherical bases, while the dual-lead thread screw crests were thinner and had conical bases.

Two different screw lengths (40mm - 50mm) and screw diameters (6.5mm - 8.5mm) were tested. The screws were virtually positioned and placed through the pedicle following the free hand

localization technique, which used anatomical landmarks on vertebrae during an open surgery ⁹. The entry point was enlarged by removal of the superficial cortical elements simulating the use of a bone rongeur or a burr ¹⁰. The screw tapping was modeled using a boolean operation method to remove bone at the future location of the screw. Two common trajectories (anatomic (AN) and straight forward (SF) ^{2,3}) were tested for each screw (Figure 2).

A design of experiment (DOE) was performed in order to biomechanically investigate both the individual and combined effects of the thread type, lengths, diameters and insertion trajectories on the fixation strength of the pedicle screws. Each parameter had two extreme values, as described above. A DOE is a statistical method enabling to determine if there is a statistically significant effect that a particular factor exerts on the dependent variables of interest ¹¹. The DOE was based on a Box, Hunter and Hunter full plan with four factors leading to 16 runs. The statistical analysis was performed using Statistica 8 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Due to the determinist aspect of FEM simulations an alpha acceptance of less than 0.01 was chosen for significance.

The geometry used for the FEM was built from CT-scan images of a L3 vertebra (contiguous slices of 0.6 mm thick) of a 50th percentile human volunteer (European, 32 years old, 75 kg, 1,75 m) with no known spinal pathology to obtain a “generic shape”. The vertebra (Figure 1) was modeled by taking into account the separation of the trabecular and cortical bone with realistic regional thickness from morphologic measurements ^{12,13}. The pedicles were 13 mm in height and 11 mm in width, while the cortical bone thickness varied from 1.0 to 1.5 mm. The vertebra FEM was meshed with four node tetrahedral elements of 0.5 mm characteristic length in the peri-implant region (region of interest) and 1 mm characteristic length in the farther regions. The mesh distribution was refined through a convergence study to adapt to the region of interest and minimize the number of nodes to satisfactorily balance accuracy and computer resources. The screws external surface was modeled as a shell with characteristic triangular elements of 0.5 mm. The triangle-based elements were chosen for their ability to comply with complex geometry and their non-warpage properties. The model as a whole contained ~50 000 nodes (~250 000 elements).

Rigid body properties were applied to some node groups of the model away from the region of interest and to all nodes of the screw, thus reducing computational time. The screw was considered rigid due to the high material property gradient at the interface, which was several times higher than the bone. These assumptions were verified to have marginal impact on the results. The bone/screw interface was modeled using a point/surface penalty method for the contact interface with a Coulomb type friction coefficient of 0.2¹⁴ and minimal gap of 0.05 mm.

The cortical and trabecular bones were considered as homogeneous isotropic materials. Their properties were estimated from a previous study using an inverse finite element method based upon experimental tests performed on fresh post-mortem elderly human subjects¹⁵. The model integrates an elastoplastic material law (Johnson-Cook) to simulate bone failure (Table 1)¹⁶. Thus, before plastic deformation occurs (equivalent stress < yield stress), the material behaves as linear elastic. During plastic deformation, the equivalent stress was computed using the relation $\sigma = a + b \epsilon_p^n$, where σ = equivalent stress, a = yield stress, b = hardening modulus, ϵ_p = plastic strain (true strain), and n = hardening exponent. Once the failure plastic strain (ϵ_{max}) of a given element locally was reached, failure occurred and the corresponding element deleted, thus simulating the bone fracture.

Boundary and loading conditions were applied in order to simulate screw pullout as described in the ASTM-F543 standard¹⁷. This specific test was performed to assess the biomechanical strength of the screw anchorage by applying a ramped axial tensile force to the screw until total pullout. The external nodes of the anterior part of the vertebral body were fixed to simulate rigid embedment. In addition, a constraining slide link condition was applied to the whole screw (leaving only the translation in the screw axis free) to simulate the effect of fixation with the loading shaft and avoid any off axis displacement.

The simulations were performed using the explicit dynamic FEM solver RADIOSS v5.1 (Altair Engineering inc., Troy, USA) with a kinetic relaxation scheme to perform a quasi-static analysis. The stresses along the screw threads during the pullout were analyzed. The initial stiffness and the peak pullout force extracted from the computed load-displacement curve were compared with available previously published experimental data¹⁸⁻²¹ for model validation.

3.1.6 Results

The computed load-displacement curves exhibited a non-linear behavior (Figure 3), which could be divided into three zones. In the first part of the curve (zone A), the bone-screw construct followed a linear elastic stiffness slope, without bone damage or failure. Once yield strength was reached (zone B), bone element failure commenced at the local level in the peri-implant area and plastic deformation occurred. The stiffness decreased as plastic strain failure was reached on bone elements, which contributed to an eventual total loss of bone-screw stiffness. Screw failure occurred at the end of zone B at the level of the peak pullout force. Zone C showed a decrease in stiffness and pullout force until the screw was totally pulled out of the bone.

Compared to previously published data, the simulated initial stiffness' ($1327 \text{ N.mm}^{-1} - 4800 \text{ N.mm}^{-1}$) were slightly higher than that obtained experimentally on human cadaveric vertebrae ($1100 \text{ N.mm}^{-1} - 2700 \text{ N.mm}^{-1}$)^{18,19}, while the simulated peak pullout forces ($220 \text{ N} - 750 \text{ N}$) were within the published range ($218 - 840 \text{ N}$)^{20,21}. The discrepancy between the experimental values can be explained by the natural variability of human subjects (due to age and bone quality, vertebra size and level), the difference in screw design, and also by the poor reproducibility of such experiments^{20,22}.

In the bone structure, the Von Mises stress distribution revealed high stresses at each thread, most pronounced at the tip of the screw and in the pedicle isthmus area. The overall fracture pattern initiated in the trabecular bone, around the screw tip, and propagated to the head of the screw until total pullout. Differences in the stress distribution pattern between the two thread profiles were observed (Figure 4). The cylindrical single-lead thread screw revealed an even bone stress distribution from tip to head, with higher stress reported at the tip of the screw and in the pedicle isthmus area. At the same pullout force, the conical dual-lead thread screw showed an irregular stress distribution with several stress concentration zones at each thread of the trabecular section distally.

The DOE analysis revealed significant effects ($P < 0.01$) for all tested major factors (i.e. the type, diameter, length and trajectory of the screw) on both of the indices studied (Figure 5). Screw diameter consistently had the highest effect on anchorage strength. Pareto charts report the effects of the tested design parameters, ordered in rank of importance using the “t values”. Looking at peak pullout force response, the significant effects in descending order included screw diameter, insertion trajectory, thread type and screw length. The resulting initial stiffness and peak pullout force were highly correlated ($r^2 = 0.84$), thus showing that one is a good indicator of the other.

The study of the interaction between individual parameters showed significant effects for screw trajectory combined with thread type and screw trajectory combined with diameter. The anatomic trajectory allowed larger diameter screws to be placed, in addition to longer screws (Figure 5). Other combinations of factors did not reveal significant effects, as their effects were only linear predictions of the individual variables.

The response distribution box plots (Figure 6) indicated that the highest initial stiffness’ and peak pullout forces were obtained when the screw was longer (50 mm) and with a larger diameter (8.5 mm). The Straight Forward trajectory exhibited better biomechanical anchorage than the Anatomic trajectory. Better anchorages were obtained with the cylindrical single-lead thread screw than the dual-lead thread screw with the slightly conical diameter.

3.1.7 Discussion

Screw diameter had the greatest impact on anchorage performances, which is consistent with previous biomechanical studies showing that a screw’s major diameter determines pullout strength²³. The major diameter is directly related to crest height, thus to the contact surface with the bone, leading to better anchorage. Furthermore, the increase of screw diameter in the isthmus of the pedicle leads to a closer connection with the cortical (harder) bone. For instance, a few crests of the 8.5mm screw were gripping the cortical bone in the pedicle region (without cortical wall violation). The pedicle fill could have been another index of interest in addition to the pedicle diameter but a single vertebra only was used in this study; therefore the filling ratio would be quite the same.

At a given size, the dual thread screw had a reduced anchorage capability as compared to the single thread screw. This could be explained by the crest design and height, which are different for the same major diameter. The single-lead thread screw type has a spherical and even thread base contrary to the dual-lead thread screw type, which has a spherical thread base in the pedicle region and a conical thread base in the trabecular region. The effect of these designs resulted in different stress distribution and concentration spots for each type of screw (Figure 4). The stress concentration spots near the distal threads in the dual thread screw design lead to an earlier bone fracture, thus weaker anchorage of the dual-lead thread screw. However, the simulated bone fracture occurred at a high force level (500N-600N), such that any difference should not be an issue during “normal” intra-operative correction maneuvers or post-operative functional loads, but could be a problem in the case of excessive loads ²⁴. This study focused only on axial forces; no conclusion could be made on the different loads as could be applied to screw intra- or post-operatively.

The screw profile (conical vs. cylindrical) also has an influence on screw performance, as inferred by the work of Abshire et al., 2001 ¹⁸ and Hsu et al., 2005 ²⁵ who determined that conical screws and dual-lead thread screws improve the insertion torque. It seems intuitive that a higher insertion torque is correlated to higher peak pullout force ^{23,26}, however it has been demonstrated that insertion torque is not a good predictor of pullout force as the relations are screw and geometry specific ^{27,28}. The results of the current study, revealed a reduced performance when using a screw with a conical profile. It is important to note that this factor was dependent on the thread type, meaning the results are a combination of both the screw profile and thread type.

The screw insertion process is generally preceded by a pre-tapping step using a smaller diameter than the screw. This study did not take into account the effect of pressfit and pedicle deformation ²⁹ during screw insertion, which has an effect on screw anchorage ³⁰. This initial stress state might have an impact if other insertion techniques are investigated, particularly related to the tapping process. Further work is needed to understand the influence of the screw insertion in order to implement the stress and bone deformation.

The screw diameters used for this current study were larger than those generally used during corrective surgeries. The larger screws were chosen to accommodate the pedicle size of the model. To complete this investigation, further studies with a wider variety of lengths and diameters and vertebrae types should be performed.

The SF trajectory leads the screw threads closer to the cortical wall, which could explain the increased stiffness and pullout force resulting in better anchorage. As the cortical bone layer has a major effect on screw anchorage ²¹, its interaction with the screw trajectory and diameter is particularly important.

The simulated fracture patterns, beginning around the tip of the screw and propagating to the head, suggest that higher stresses occurred first in the areas around the tip and the pedicle isthmus. This result is contrary to predicted failure mechanisms from threaded assembly theory ³¹, which describes the higher stress area as the contact area around the three first inserted threads bearing 70% of the total load. The computed results showed a more uniform distribution of contact forces along the screw shaft with an increasing trend in the screw tip area. This discrepancy was also reported in other numerical studies on screw pullout in bone structures ^{32,33}, which agree with the reported results. Such a divergence could be explained by the material property gradient between bone and screw, but also by the differences in thread design between industrial and medical screws. The results suggest the threaded assembly theory, used for standard industrial screws, ³¹ may not be adequate for pedicle screw design anchored in bone.

The initial toe-region was not considered in this study as it represented a numerical effect of the contact interface definition. Although this phenomenon is observable in experimental curves, it only represents the early effects of loading and has no outlook on the biomechanical performance of the screws.

Even though the geometry used represents a “generic” vertebra shape, the material properties were derived from a finite element inverse method using lumbar vertebrae harvested from elderly subjects (~ 70 years old). This is consistent with most reported experimental tests, mainly performed on elderly and osteoporotic vertebrae ¹⁸⁻²¹.

The bone material properties used in the model resulted from a finite element inverse method of slow dynamic compression tests ¹⁵, which may explain the higher stiffness values that were numerically obtained. The conditions of mechanical property extraction (axial compression) were different from the conditions described in this study; however it was assumed that the bone properties were isotropic. This assumption might lead to higher anchorage because bone properties have lower Young's modulus in the transverse directions than in the axial direction ³⁴. Furthermore, the model was intended to be used for relative comparisons and not as an absolute prediction tool, thus diminishing any numerical-experimental disparity issues.

The elasto-plastic material law (Johnson-Cook) used in this study assumes that the bony structures are isotropic and have a homogeneous distribution. In reality, the pedicle and the vertebral body have a complex and irregular bone distribution ^{12,13,35} leading to anisotropic properties. Further investigations, implementing heterogeneity in bone properties could be an alternative to investigate such effects. Alternative methods to model more accurately the complex internal bone structures such as micro Finite Element Analysis ³³ or Smoothed Particle Hydrodynamics (SPH) exist, but require higher computational resources.

This study only focused on the behavior of individual screws under axial loading. Any effects on triangulation screw pairing or instrumentation assembly were not taken into account in the current study. The intended use of this model was to perform relative comparisons using a DOE approach, rather than absolute value analyses. The model created was extracted from a healthy man with no known spinal pathologies or deformities and the material properties were considered as ideal (homogeneous and no osteoporosis). At this current state, no extrapolation should be made for deformed pedicles or osteoporotic vertebrae. Additional work would be required to modify this generic model to a more personalized one, in terms of geometry and material properties.

3.1.8 Conclusion

The design of experiment determined that the diameter of the screw had the highest impact on mechanical anchorage. The simulated cylindrical single-lead thread screws presented better

biomechanical anchorage than the conical dual-lead thread screws in axial loading conditions. The trajectory promoting closer connection with the cortical bone provided a better mechanical anchorage.

A detailed and realistic FEM of an instrumented lumbar vertebra was developed to analyze and compare screw designs and trajectories. The developed comprehensive FEM is a valuable tool to analyze the pedicle screw biomechanics. It is a promising alternative to complex, expensive and specimen-specific in vitro experimental tests.

The recommendations provided can improve single screws performance under axial loading. Further studies should be undertaken to refine and fully validate this model, and to examine other types of loads as well as whole construct effects. The model could also be adapted to further analyze patient specific characteristics, such as osteoporotic or deformed vertebrae. Looking to the future, this ideology could lead to a computerized testing platform for new implant designs or as a surgery-planning tool to help clinicians.

3.1.9 References

1. Lenke LG, Kuklo, TR, Ondra, S, Polly, DW, Jr. Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine* 2008; 33: 1051-1054.
2. Dhawan A, Klemme, WR, Polly, DW, Jr. Thoracic pedicle screws: comparison of start points and trajectories. *Spine* 2008; 33: 2675-2681.
3. Lehman RA, Jr., Polly, DW, Jr., Kuklo, TR, et al. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine* 2003; 28: 2058-2065.
4. Nottmeier EW, Seemer, W, Young, PM. Placement of thoracolumbar pedicle screws using three-dimensional image guidance: experience in a large patient cohort. *Journal of Neurosurgery: Spine* 2009; 10: 33-39.
5. Brown BS, McIff, TE, Glattes, RC, et al. The effect of starting point placement technique on thoracic transverse process strength: an ex vivo biomechanical study. *Scoliosis* 2010; 5:14.
6. Wagnac E, Michardiere, D, Garo, A, et al. Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Studies in health technology and informatics* 2010; 158: 167-171.

7. Zhang QH, Tan, SH, Chou, SM. Effects of bone materials on the screw pull-out strength in human spine. *Medical engineering & physics* 2006; 28: 795-801.
8. Chen CS, Chen, WJ, Cheng, CK, et al. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical engineering and physics* 2005; 27: 487-496.
9. Modi HN, Suh, SW, Fernandez, H, et al. Accuracy and safety of pedicle screw placement in neuromuscular scoliosis with free-hand technique. *European Spine Journal* 2008; 17: 1686-1696.
10. Gaines RW, Jr. The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. *Journal of Bone & Joint Surgery* 2000; 82-A: 1458-1476.
11. Montgomery DC. *Design and analysis of experiments*. Wiley New York; 1997.
12. Hirano T, Hasegawa, K, Takahashi, HE, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine* 1997; 22: 2504-2510.
13. Silva MJ, Wang, C, Keaveny, TM, Hayes, WC. Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. *Bone* 1994; 15: 409-414.
14. Liu CL, Chen, HH, Cheng, CK, et al. Biomechanical evaluation of a new anterior spinal implant. *Clinical Biomechanics* 1998; 13: 40-45.
15. Garo A, Arnoux, PJ, Wagnac, E, Aubin, CE. Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2011; 49: 1371-1379.
16. El-Rich M, Arnoux, PJ, Wagnac, E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *Journal of biomechanics* 2009; 42: 1252-1262.
17. ASTM Standard F543-07. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. ASTM International, West Conshohocken, PA; 2009.
18. Abshire BB, McLain, RF, Valdevit, A, Kambic, HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *The Spine Journal* 2001; 1: 408-414.
19. Inceoglu S, McLain, RF, Cayli, S, et al. Stress relaxation of bone significantly affects the pull-out behavior of pedicle screws. *Journal of Orthopaedic Research* 2004; 22: 1243-1247.
20. Mehta H, Santos, E, Ledonio, C, et al. Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model. *Clinical Biomechanics* 2012; 27: 234-240.

21. Santoni BG, Hynes, RA, McGilvray, KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws. *The Spine Journal* 2009; 9: 366-373.
22. Pfeiffer M, Gilbertson, LG, Goel, VK, et al. Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. *Spine* 1996; 21: 1037-1044.
23. Cho W, Cho, S, Wu, C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. *Journal of Bone & Joint Surgery* 2010; 92: 1061-1065.
24. Wang X, Aubin, CE, Labelle, H, et al. Biomechanical Analysis of Corrective Forces in Spinal Instrumentation for Scoliosis Treatment. *Spine* 2012; 37: 1479-1487.
25. Hsu CC, Chao, CK, Wang, JL, et al. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *Journal of Orthopaedic Research* 2005; 23: 788-794.
26. Kwok AWL, Finkelstein, JA, Woodside, T, et al. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* 1996; 21: 2429.
27. Inceoglu S, Ferrara, L, McLain, RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *The Spine Journal* 2004; 4: 513-518.
28. Okuyama K, Abe, E, Suzuki, T, et al. Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 2000; 25: 858-864.
29. Inceoglu S, Kilinçer, C, Tami, A, McLain, RF. Cortex of the pedicle of the vertebral arch. Part I: Deformation characteristics during screw insertion. *Journal of Neurosurgery: Spine* 2007; 7: 341-346.
30. Defino HLA. Study of the influence of the type of pilot hole preparation and tapping on pedicular screws fixation. *Acta Ortopedica Brasileira* 2007; 15: 200-203.
31. Guillot J. *Assemblages par Elements Filetes. Modelisations et Calcul*. Techniques de l'ingénieur, Tome 1 B5560 à B5562, Paris, France; 1987.
32. Chatzistergos PE, Magnissalis, EA, Kourkoulis, SK. A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model. *Medical engineering & physics* 2010; 32: 145-154.
33. Wirth AJ, Müller, R, Harry van Lenthe, G. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *Journal of biomechanics* 2012: 1060–1067.

34. Schmidt H, Heuer, F, Drumm, J, et al. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. *Clinical Biomechanics* 2007; 22: 377-384.

35. Defino HLA, Vendrame, JR. Role of cortical and cancellous bone of the vertebral pedicle in implant fixation. *European Spine Journal* 2001; 10: 325-333.

3.1.10 Figures

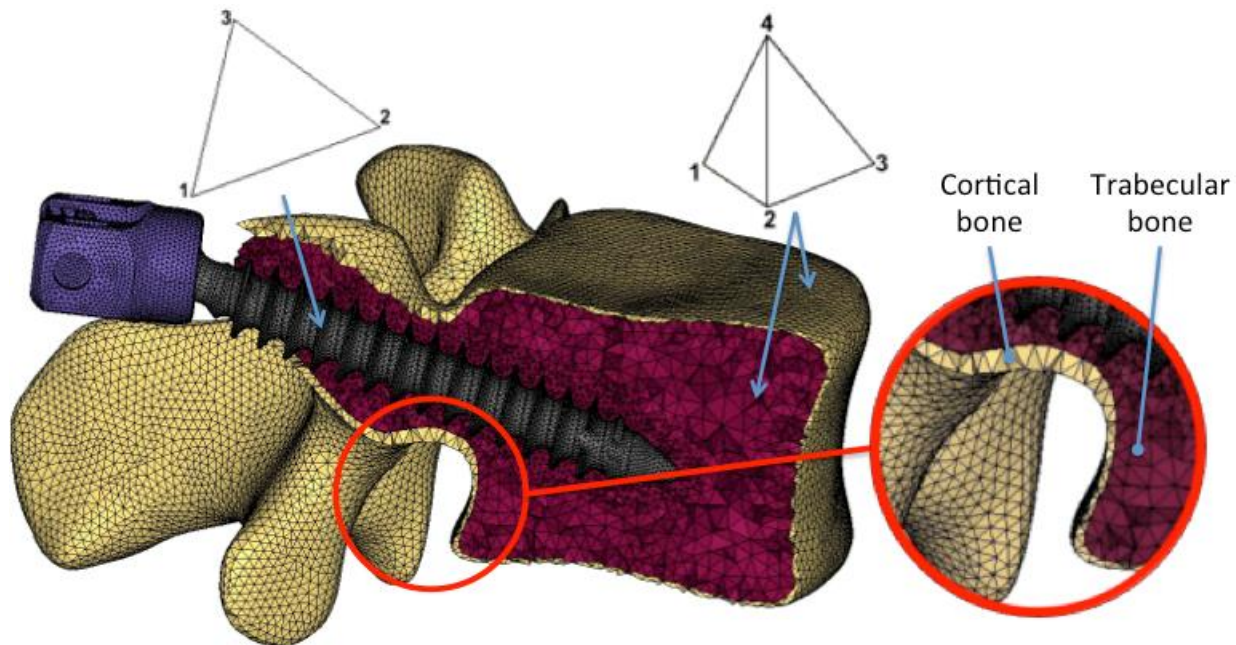


Figure 3-1 : Meshed L3 vertebra with a cylindrical single-lead thread screw (length 50mm, diameter 8.5 mm) inserted. Cortical regional thickness, elements used and mesh distribution shown. The bone was meshed with tetrahedral elements while the screw parts were meshed with triangular surfacic elements.

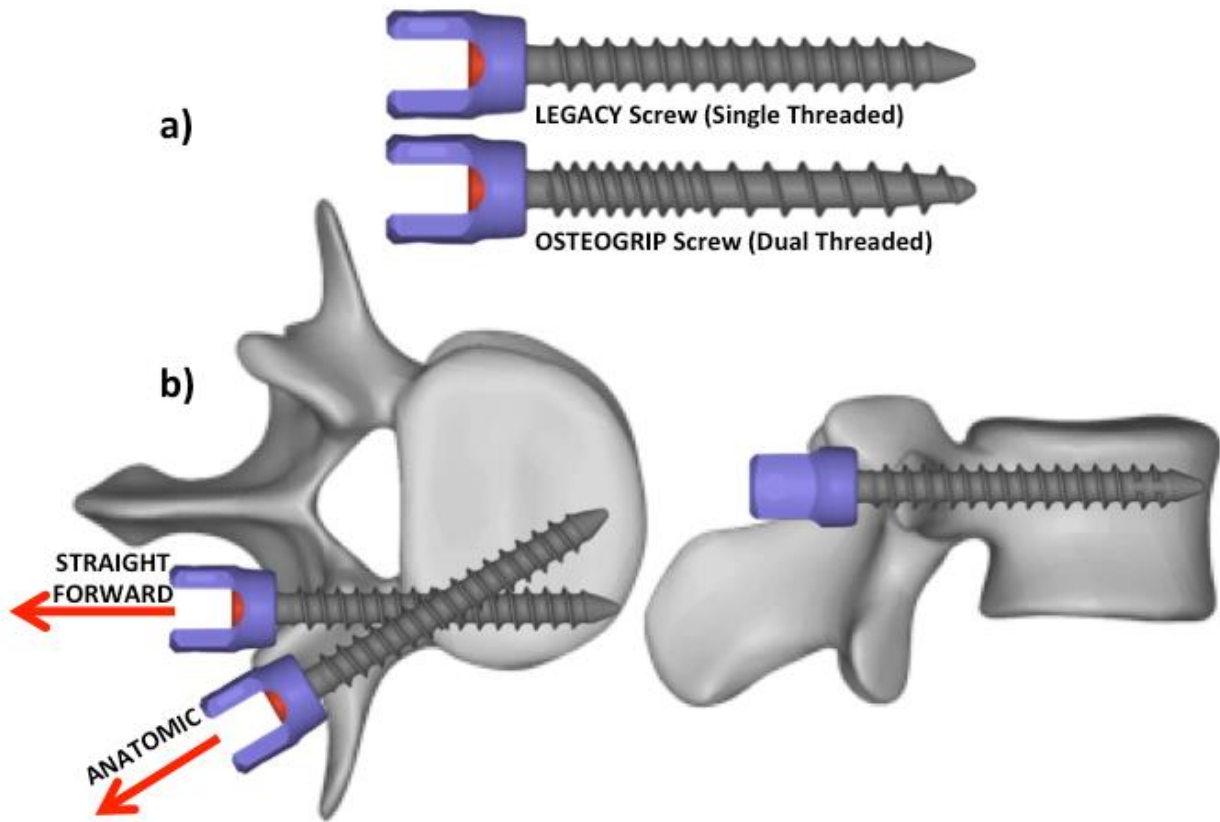


Figure 3-2 : Multi-axial screws and screw trajectories superimposed on the vertebra shape. a) Cylindrical single-lead thread on top and dual-lead thread with doubled pitch in the pedicle region and the inner diameter is slightly conical below. b) In the sagittal plane (right view), the screws were parallel to the upper endplate of the vertebral body. In the transverse plane (left view), in the Straight Forward trajectory the screw was parallel to the sagittal plane of the vertebral body, while in the Anatomic trajectory the screw was inserted along the transverse orientation of the pedicle. The arrows show the direction of the pullout force applied.

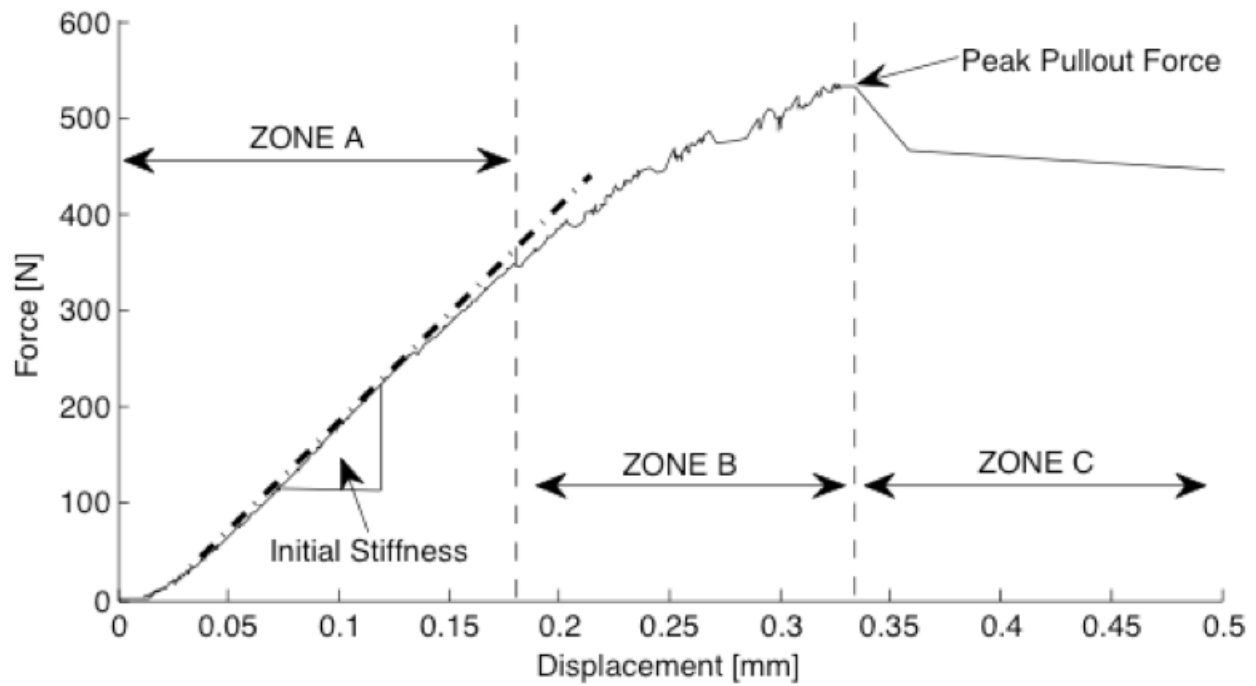


Figure 3-3: Generic load-displacement curve from the simulated pullout test. The curve is divided in a first linear elastic zone (A), a second elasto-plastic zone with bone damage (B) and a third zone after the total pullout of the screw (C).

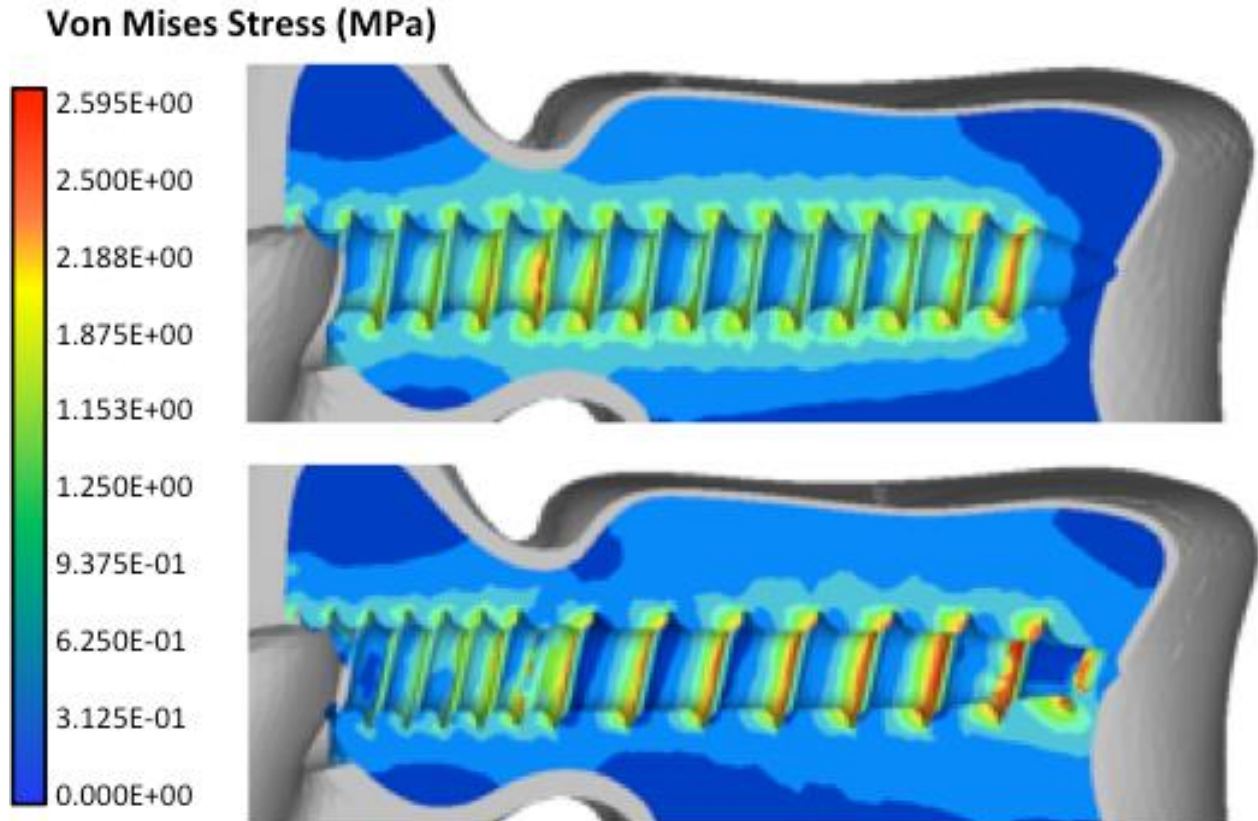


Figure 3-4 : Peri-implant Von Mises stress distribution in the trabecular bone structure along the 6.5mm*50mm single-lead thread screw (top) and dual-lead thread screw (bottom) inserted in Straight Forward trajectory loaded with an axial force at 370N. Higher stress areas are observable around the screw tip and in the pedicle isthmus area (stress scale bars are at same level).

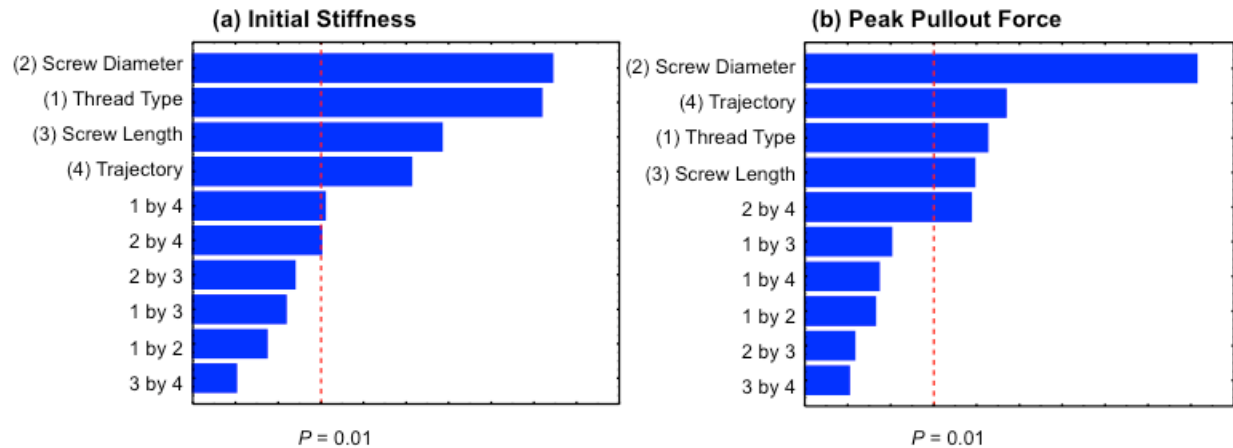


Figure 3-5 : Pareto chart for the initial stiffness (a) and peak pullout force (b). The standardized effects estimates (absolute values) are plotted and classified in order of influence on the model in terms of “t value”. Coupled effects are noted “a by b” where “a” and “b” are the factor denomination. Threshold level of significance was set at $P = 0.01$.

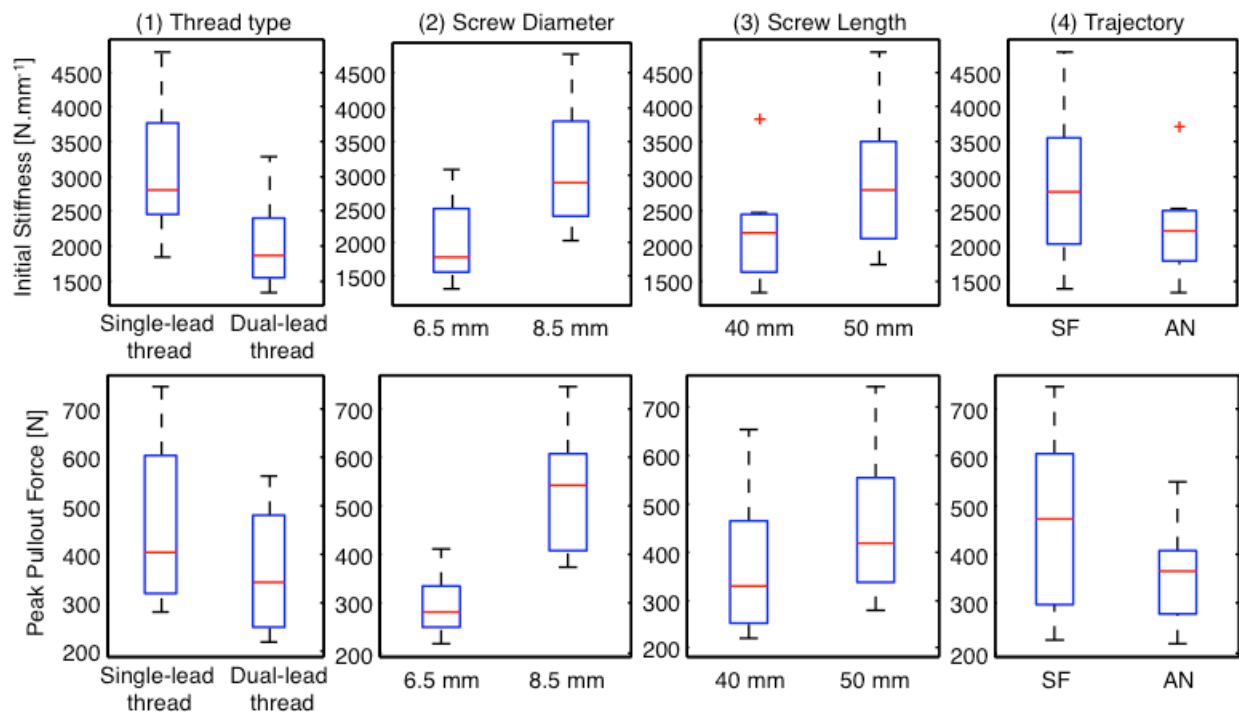


Figure 3-6 : Box plot distribution of initial stiffness (top row) and peak pullout force (bottom row) for the 4 analyzed parameters: (1) type of screw; (2) screw diameter; (3) screw length; (4) screw trajectory. The best anchorage was obtained with the cylindrical single-lead thread screw of 8.5 mm diameter, 50 mm length with a Straight Forward trajectory.

3.1.11 Tables

Tableau 3-1 : Material properties of the cortical and trabecular bone used in the FEM ¹⁵

Material properties	Cortical bone	Trabecular bone
Density (kg/mm³)	2.0E-06	2.0E-7
Young modulus, E (MPa)	2625	48.75
Poisson ratio, ν	0.3	0.25
Yield stress, a (MPa)	105	1.95
Hardening modulus, b (MPa)	875	16.3
Hardening exponent, n	1	1
Failure plastic strain, $\epsilon_{\max}$	0.04	0.04

CHAPITRE 4 COMPOURTEMENT DES VIS PÉDICULAIRES THORACIQUE LORS DE CHARGEMENT NON AXIAUX

4.1 Article #2 : Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study

4.1.1 Situation et résumé de l'article

Cet article, intitulé «Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study », a été accepté pour publication par la revue Spine (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 2.447) le 12 août 2015. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Ce second article porte sur les objectifs O1 et O2.a de la thèse.

L'objectif de cet article était de caractériser expérimentalement le comportement biomécanique de vis pédiculaires dans des cas de chargements non axiaux. Douze vertèbres lombaires ont été prélevées sur des corps données à la science âgés de 80 à 100 ans conservés par la méthode de Winckler. Deux types de vis pédiculaires (Legacy à simple filet et Osteogrip à double filet, Medtronic) de même taille ont été comparées selon deux points d'insertion (Médial et Latéral) et deux trajectoires (horizontale (Straight Forward) et oblique (Anatomic)). Les vis ont été insérées en suivant la méthode décrite par Gaines et al. (2000) et des images CT-Scan ont été prises afin de contrôler la qualité des insertions. Les vertèbres ont été encastrées dans un bloc de résine puis un chargement de cinq cycles dans les directions céphalo-caudale et médio-latérale (de 0N à 400N) a été appliqué au niveau de la tête de vis utilisant une machine de tests hydraulique MTS. Une caméra haute vitesse a permis de mesurer le déplacement de deux marqueurs sur les vis. Les forces résultantes ainsi que les déplacements et rotations des vis ont été mesurés pour nourrir deux plans d'expériences. Les courbes force-déplacement montrent un comportement élastique non-linéaire avec endommagement et effet d'hystérésis. Un phénomène de cumul de déformations permanentes induites par endommagement à chaque cycle (phénomène de rochet) est observable. Les vis à filet double ont une raideur initiale supérieure à celle des vis à filet simple. Les angles d'insertion ne montrent pas d'effet significatif sur la raideur initiale et la limite élastique. Les limites élastiques, forces de réaction maximale et raideurs initiales sont

statistiquement supérieures pour les chargements céphalo-caudaux par rapport aux chargements médio-latéraux. Les ruptures lors de chargements dans le sens médio-latéral apparaissent pour des valeurs moindres que dans le sens longitudinal. Lors du premier cycle de chargement, un déplacement moyen de 2.5mm est mesuré au point d'insertion de la vis. Après 5 cycles, le filet inférieur au point d'insertion ne revient pas dans son sillage initial (déplacement moyen de 2mm). Discussion : Bien que ces expériences ne simulent qu'un sous-ensemble d'efforts possibles agissant sur les vis lors d'une chirurgie, elles permettent toutefois de définir des indicateurs sur la performance biomécanique des implants. La déformation osseuse et la dissipation énergétique sont importantes lors du premier cycle de chargement, montrant ainsi que la mise en charge initiale est critique pour la tenue ultérieure des montages. Le phénomène de cumul des déformations permanentes est susceptible d'avoir un impact sur la tenue des vis car il peut conduire à la déformation limite et rupture de l'os. Les manœuvres chirurgicales qui induisent des charges élevées sur les vis devraient donc être minimisées lors d'une chirurgie planifiées en selon les directions de chargements. Cette étude a permis de mieux comprendre le comportement de vis sous chargements non axiaux et de quantifier les effets des types de vis pour obtenir un montage plus sécuritaire.

Tous les essais présentés dans cet article ont été réalisés sur des spécimens provenant de corps donnés à la science. Les corps ont été reçus au Laboratoire de Biomécanique Appliquée par le biais de l'Association des Dons de Corps des Bouches du Rhône et des départements limitrophes.

4.1.2 Auteurs, affiliations et déclaration de conflit d'intérêts

Rohan-Jean Bianco ^{a,b,c,d}, MASc, Carl-Eric Aubin ^{a,b,d,e}, PhD, P.Eng, Jean-Marc Mac-Thiong ^{b,d,e,g}, MD, PhD, Eric Wagnac ^{d,f}, PhD, P.Eng, Pierre-Jean Arnoux ^{c,d}, PhD

(a) *Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), Canada H3C 3A7*

(b) *Sainte-Justine University Hospital Center, 3175, Cote Sainte-Catherine Road, Montreal (Quebec), Canada H3T 1C5*

(c) *Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Aix-Marseille Université, IFSTTAR, LBA UMR T24, Boulevard Pierre Dramard, 13916 Marseille Cedex 20, France*

- (d) *International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injuries & Pathologies*
- (e) *Department of Surgery, Faculty of Medicine, Université de Montréal, 2900 Boulevard Edouard-Montpetit, Montreal, (Quebec), Canada H3T 1J4*
- (f) *Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure, Montreal (Quebec), Canada H3C 1K3*
- (g) *Department of Surgery, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montreal (Quebec), Canada H4J 1C5*

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Éric Aubin, PhD, P.Eng, Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal, QC, Canada H3C 3A7 (e-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca).

ACKNOWLEDGEMENTS:

The authors acknowledge the support of Dr Kathia Chaumoitre, MD and the Assistance Publique-Hôpitaux de Marseille, (Hôpital Nord, Marseille, France) for their radiologic expertise.

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT:

Authors have not received any payment for conducting this work and are in no conflict of interest. The device(s)/drug(s) is/are FDA-approved or approved by corresponding national agency for this indication. Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair with Medtronic of Canada), and by the A*MIDEX Foundation (Aix-Marseille University Initiative of Excellence). Relevant financial activities outside the submitted work: consultancy, grants.

KEYWORDS: Pedicle screw, Non-axial loading, Biomechanics, Spine Fusion, Cadaveric experimentation.

KEYPOINTS:

- Cranial and lateral loads induce pedicle screw plowing which lead to screw loosening or even bone failure thus reducing the pedicle screw fixation strength.

- Lateral loads induce greater bone deformation and risks of failure than cranial loads.
- Dual-lead screws provide higher initial stiffness than single-lead screws

MINI-ABSTRACT / PRÉCIS: This study experimentally characterized pedicle screw fixation under non-axial loading and analyzed the effect of screw choice and placement on the risk of failure. Non-axial loads induced screw plowing which lead to screw loosening. Lateral loads induced greater bone deformation and risks of failure than cranial loads.

4.1.3 Abstract

Study design: Experimental study of pedicle screw fixation in human cadaveric vertebrae.

Objective: To experimentally characterize pedicle screw fixation under non-axial loading and to analyze the effect of the surgeons' screw and placement choices on the fixation risk of failure.

Summary of background data: Pedicle screw fixation performance is traditionally characterized with axial pullout tests, which do not fully represent the various tridimensional loads sustained by the screws during correction maneuvers of severe spinal deformities. Previous studies have analyzed the biomechanics of non-axial loads on pedicle screws but their effects on the screw loosening mechanisms are still not well understood.

Methods: A design of experiment (DOE) approach was used to evaluate two screw thread designs (single-lead and dual-lead threads), two insertion trajectories in the transverse and sagittal planes and two loading directions (lateral and cranial). Pedicle screws were inserted in both pedicles of twelve cadaveric lumbar vertebrae for a total of 24 tests. Four sinewave loading cycles (0N to 400N) were applied, orthogonally to the screw axis, at the screw head. The resulting forces, displacements, and rotations of the screws were recorded.

Results: In comparison to the other cycles, the first loading cycle revealed important permanent deformation of the bone (mean permanent displacement of the screw head of 0.79 mm), which gradually accumulated over the following cycles to 1.75 mm on average (plowing effect). The cranial loading direction caused significantly lower ($p < 0.05$) bone deformation than lateral

loading. The dual-lead screw had a significantly higher ($p < 0.05$) initial stiffness than the single-lead thread screw.

Conclusions: Non-axial loads induce screw plowing which lead to bone compacting and subsequent screw loosening or even bone failure thus reducing the pedicle screw fixation strength. Lateral loads induce greater bone deformation and risks of failure than cranial loads.

4.1.4 Introduction

Pedicle screw fixation is commonly used to correct spinal deformities ^{1,2}. It provides a means to apply correction maneuvers and attach the corrective rods to the vertebrae in order to promote arthrodesis. Recent advances in spinal instrumentation have allowed surgeons to apply higher corrective forces (translation, direct vertebral rotation, and distraction-compression) to reach correction goals ^{3,4}. Screw anchorage is critical to sustain corrective forces as it can potentially lead to fixation failure, subsequent intraoperative complications ⁵⁻⁷, loss of deformity correction, or even instrumentation breakage in postoperative periods ⁸.

In planning the instrumentation surgery, surgeons have numerous choices including screw type, insertion technique and trajectory. Since there is no consensus on the selection of an optimal screw design, insertion trajectory, or maneuver sequence to decrease the risk of failure, these choices remain empirical and are based on the surgeons' experience ^{9,10}.

Screw fixation performance is traditionally characterized by means of pullout axial load tests using the ASTM F543 standard, which do not fully represent the true tridimensional loads sustained by the screw intraoperatively and postoperatively ^{11,12}. There are no standard tests or uniform protocols to compare the performance of spinal screws under non-axial loading, despite different reported setups and loading conditions (tangential or angulated loading direction, static or cyclic fatigue loading) on different types of specimen (human, animal or synthetic foam blocks) ^{2,10,13-17}. Previous studies have analyzed the biomechanics of non-axial loads on pedicle screws but their effects on the screw loosening mechanisms are still not well understood ^{18,19}.

The objectives of this study were to experimentally characterize pedicle screw fixation under non-axial loading in human cadaveric vertebrae and to compare the effect of the surgeons' choices (screw type, insertion trajectory and maneuver forces orientation) on fixation risk of failure.

4.1.5 Methods

Three human cadavers donated to science at the Laboratory of Applied Biomechanics (LBA, Marseille, France) and preserved using Winckler solution²⁰ were used. The vertebrae were dissected and isolated by removing superficial surrounding soft tissues. Twelve lumbar vertebrae were chosen for testing; the others were rejected due to irregular shape or poor bone conditions. The bone density measurements indicated that one donor (100 y.o.) was osteoporotic (bone density less than 0.08 g.cm^{-3}) and two donors (69 and 80 y.o.) had conditions of osteopenia²¹ (between 0.08 and 0.12 g.cm^{-3}).

A 8-test factorial design of experiment (DOE) (Box, Hunter & Hunter)²² was used to evaluate 1) two screw thread designs, 2) four insertion trajectories in the transverse and sagittal planes, and 3) two loading directions (*Figure 1*). The diameter (5.5 mm) and length (40 mm) of the screws were the same for all tests. The first tested screw had a slightly conical inner core and dual-lead thread in the distal part of the shaft, while the second tested screw had a cylindrical inner core and equally spaced single-lead thread [respectively OSTEGRIP™ and LEGACY™ screws, from the CD HORIZON® spinal systems (Medtronic Inc., Memphis, USA)]. The screws were inserted parallel to the upper endplate of the vertebral body (0°) or aiming downward 20° in the sagittal plane, and either parallel to the sagittal plane or along the transverse orientation of the pedicle in the transverse plane (*Figure 1*). A total of 24 tests were performed using both pedicles of the 12 vertebrae (*Table 1*). The left screw was loaded in the cranial direction and the right screw was loaded in the lateral direction, orthogonally to the screw shaft axis.

The cortical bone around the entry point was removed using a bone rongeur. Once the isthmus of the pedicle was directly visible, a lumbar probe was inserted through the pedicle into the vertebral body in the planned trajectory. Using the built-in scale of the probe, the depth of the prepared hole was verified during probe insertion. A 4.5 mm dedicated tap (one for each thread

type) was used to prepare the hole. The screws were inserted to their maximal depth without hubbing the screw heads on the lamina, in order to leave mobility for rod fixation. An instrumentation rod was fixed to the screw head using a break-off set screw.

Next, 80% of the anterior part of the vertebral bodies were cast in cubic resin blocks (1:1 mixture of F18 Polyol and F18 Isocyanate, Axson Technologies, Cergy, France) to rigidly constrain the vertebrae mobility without affecting the bone deformation near the pedicles for ensuing biomechanical tests. The specimens in resin blocks were clamped on the fixation system between two metal plates on a dual-axis positioning table to ensure a proper orientation between the screw head and loading direction imposed by the actuator. The instrumentation rod was fixed on the loading shaft using a mandrel approximately 70 mm above the screw head. The specimens were carefully aligned with the rod for the rod/screw connection by monitoring the force sensor variations during the rod fixation in order to reduce pre-stress at the bone-screw interface (*Figure 2*).

Four cycles of a sine waved force (from 0 to 400 N) were applied on the screw heads using a 370.02-15kN MTS servohydraulic system (MTS Systems, Créteil, France) over a total period of 10 s. The maximal loading level and cycle number were chosen to represent typical intra-operative correction forces and maneuvers sequence that are applied to the pedicle screws at the screw/rod connection ^{23,24}. The lateral loading direction was chosen to represent a typical force related to a vertebral derotation maneuver (translational component) ³, while the cranial loading represents a typical force used during a distraction/compression maneuver ²⁵.

The screw head displacement (D) was recorded using the testing machine shaft sensor and the resulting force (F) using a tri-axial force sensor (Kistler 9347C), both at 1024 Hz to obtain the force-displacement (F-D) curves. Two marking points were attached to the screw heads and were followed by high speed cameras for rigid body motion recording orthogonally to the screw axis. The two markers were tracked during the tests using an internal Matlab tracking code based on pixel correlation.

Data from four full cycles were analyzed (*Figure 3*). The three factors described above were assessed using biomechanical indices extracted from the obtained F-D curves. The dissipated energy per cycle (surface area in-between the loading and unloading F-D curves) and Ratchet values (permanent bone deformation induced in each cycle, physically called Ratcheting phenomenon and clinically known as plowing) were analyzed using a repeated measures ANOVA. For a comparative analysis of the cycles, a post hoc Bonferroni correction test was performed. The initial stiffness of the first loading, displacement at 400N of the first loading and accumulated permanent deformation after the full four cycles measured at the screw head were used for the DOE analysis. All statistical analyses were performed with the software Statistica 8 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA) with an alpha acceptance of less than 0.05 for significance.

CT scan images were acquired in the sagittal plane (1 mm thickness cut every 0.6 mm at 120 kV, 350 mas and a B70 filter) after the screw placement to control their insertion quality (cortical breach and trajectory) and after the four cycle loading to document the footprint left by the loaded screw (with the screw removed to avoid flashing artifact of the metallic implant). The trabecular bone density of the vertebral body was measured with the software ImageJ ²⁶ on the post-experimental CT images using a calibration phantom and resin as Hounsfield Unit reference.

4.1.6 Results

The F-D curves revealed a non-linear behavior with permanent damage and hysteresis effect between the loading and unloading cycles (*Figure 3*) resulting in residual deformation (plowing) of the bone. The first cycle (settling cycle) presented permanent damage (convex shape of the F-D curve) during loading. The remaining cycles showed mainly elastic deformation (concave shape) with residual deformation above loading of 350 N.

During the first loading, a mean displacement at 400 N of the screw head of 2.21 mm was recorded among the 24 tests. Following the first unloading, a mean permanent deformation of 0.79 mm was recorded. Following the four cycles of loading and unloading, the mean accumulated permanent deformation was 1.75 mm. The high-speed movies and post experimental CT scans showed that the screw threads (0.83 mm thread height for a 5.5 diameter screw) were out of their initial groove after the four cycles of loading.

Evident bone fracture with screw pullout occurred in four tests before the end of the four full cycles (at the third or fourth loading in tests # 6, 13, 20 and 21 in *Table 2*). “Crack” sounds without bone failure also occurred in 5 cases (tests # 10, 14, 15, 16 and 23). The four cases whereby bone failure occurred before the four full cycles were neglected in the calculation of the mean accumulated permanent deformation and in the following ANOVA analysis.

The repeated measures ANOVA analysis showed that the first (settling) cycle had, statistically, the highest initial stiffness, the largest energy dissipation and ratchet after the unloading step in comparison to the other cycles (*Table 2* and *Figure 4*). A Ratcheting phenomenon (screw plowing) was observable during the 4 loading cycles and left a conical footprint of the screw in the vertebrae (*Figure 5*)

The Pareto chart analysis (effects of the tested design parameters, ordered in rank of importance using the “t values”) revealed that the initial stiffness of the first loading cycle was significantly influenced by the screw type ($p < 0.05$). The dual-lead thread screws had a 30% higher initial stiffness than the single-lead thread screws. The loading direction had a significant effect ($p < 0.05$) on the dissipated energy, the ratchet and the displacement at 400 N for the first cycle and for the accumulated ratchet after four cycles (final plowing) (*Table 2*). The lateral loading direction revealed greater energy dissipation, ratchet value, displacement at 400N of the first loading cycle and accumulated ratchet in comparison to the cranial loading. The insertion trajectory angles did not influence the mechanical indices measured.

4.1.7 Discussion

The higher energy dissipation and permanent deformation of the first loading cycle can be compared to a preconditioning cycle, whereby the bone around the screw undergoes permanent compaction. The first loading cycle, on each implant plows more of the bone around the screw than subsequent cycles, thus reducing the screw fixation strength.

The loading direction had a major impact on the screw fixation strength after both the first loading and the four full cycles. The better fixation (lower bone deformation) during cranial loading could be explained by the combination of thicker cortical bone in the upper and lower parts of the pedicle walls ²⁷ and the larger distance with the upper cortical wall compared to the lateral wall of the vertebral body. In addition to the clear bone fractures (one in the cranial direction and three in the lateral direction), one fracture (“crack” sounds) without bone failure was observed in the cranial direction compared to four in the lateral direction. This suggests that the loading direction, thus the type of surgical maneuvers, has an impact on the screw fixation strength.

The accumulation of permanent deformation after four full cycles may create a screw fixation weakness for following non-axial or axial loadings since the screws are permanently loosened (threads are out of their initial groove after the four cycles in *Figure 5*). The ratchet per cycle appears to stabilize around 0.26 mm of permanent deformation after each cycle, which indicates a risk of screw fixation failure following more than four cycles (*Figure 4*). Our results suggest that only four cycles of transverse loading at 400N can cause screw loosening and, thus, decrease the fixation strength of the screws.

The kinematic tracking of the screws revealed mainly a rotational movement with the fulcrum of the screws located ahead of the screw tip. A slight translational movement of the screw was also observable. The footprint left by the transversally loaded screws showed a conical shape (*Figure 5*) with a fulcrum ahead of the screw tip located between the middle of the screw shaft and a point ahead of the screw tip ^{15,16}. This differs from the general assumption that the screws tend to pivot around the screw head saddle at the entry point ¹⁴.

The higher initial stiffness was obtained using the dual-lead thread screw type. The double pitch in the proximal part of the shaft of the screws (near the denser bone of the pedicle area ¹³) might promote the initial stiffness of the construct under non-axial loading. This effect does not persist in subsequent loading because of the conical plowing movement of the screw causing more displacement and bone compaction around this distal part of the screw shaft.

The ratchet after each cycle and dissipated energy by cycle were highly correlated ($r^2 = 0.77$, $p < 0.05$), thus showing that one is a good indicator of the other. The insertion torque was not taken into account in this study but could have been a valuable parameter, as it is a reported predictor of pedicle screw strength ^{2,14}. The fixation strength was not influenced by the trajectory angle or vertebral level.

The screw diameter nor the filling ratio were chosen not to be a parameter of the study, thus limiting the diameter to 5.5 mm considering the various pedicles size (*Table 1*). The variation of filling ratio might have an impact on the cortical purchase and consequently on the fixation strength ²⁸. However, the pedicles width had a positive correlation only with the initial stiffness ($r^2 = 0.54$, $p < 0.001$), meaning that even with lower cortical purchases, the anatomy and morphometric aspects of the vertebrae had higher effects on the initial stiffness than the filling ratio.

The maximal loading level was chosen to represent “typical” intra-operative correction forces, and should be below the maximal force before bone failure. Failures usually occur when “atypical” forces are applied (e.g., important gap for screw-rod linkage). The age of the specimen may have affected the results as bone density normally influences fixation strength ²⁹. The large failure rate observed in our experiment below 400 N can be explained by low bone quality of the elderly donors. However, the use of the DOE approach enabled the assessment of individual and relative effects of the 3 tested factors rather than their absolute effects.

This study also aimed to address a void in the testing procedures of pedicle screws performance. The ASTM F-543 static pullout standard ¹² is not enough to fully characterize screw fixation performance as it does not represent the true tridimensional loads sustained by the screws intra- and post-operatively. As the forces are varying in directions, there are no ideal methods to measure and compare the fixation quality of pedicle screws in place of in vivo conditions. The loading conditions presented in this study systematically focus only on the orthogonal forces. As the combination of forces can be subdivided in principal directions using the superposition principles, the proposed method is a complement to the existing axial pullout test standard for

two other orthogonal primary directions to define performance indicators and compare of pedicle screws fixation strength.

More experiments should be performed with specimen from younger donors to expand the conclusions to more robust vertebrae. Further work is required to better understand the forces and moments sustained by the screws during intra or postoperative periods and to lay the foundation for comparing the performance of spinal implants under all pertinent loading conditions. It would also be interesting to perform a higher number of cycles to determine the maximal bone deformation before failure or a screw pullout test after the 4 non-axial loading cycles to observe the effect the screw plowing.

4.1.8 Conclusion

This study presented an experimental protocol to characterize pedicle screw fixation under non-axial loading and compared the effects of three surgeons' choices (screw type, insertion trajectory and maneuvers sequence).

The accumulation of permanent deformation caused by screw plowing has an impact on the screw fixation strength as it can lead to a loosening of the screw or even screw pullout, thus reducing the pedicle screw fixation strength. The lateral loads induce more bone deformation and risks of failure than the cranial loads. The dual-lead thread screw type provided better initial construct stiffness than single-lead screws.

Although these experiments represent only a subset of the forces and moments acting on the screws during surgery, they have allowed us to define performance indicators of pedicle screws fixation strength. Further work needs to be undertaken to fully document the behavior of pedicle screws under non-axial loads.

4.1.9 References

1. Kim YJ, Lenke, LG, Cho, SK, et al. Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004; 29: 2040-2048.

2. Hackenberg L, Link, T, Liljenqvist, U. Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine* 2002; 27: 937-942.
3. Chang MS, Lenke, LG. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2009; 19: 19-23.
4. Vora V, Crawford, A, Babekhir, N, et al. A pedicle screw construct gives an enhanced posterior correction of adolescent idiopathic scoliosis when compared with other constructs: myth or reality. *Spine* 2007; 32: 1869-1874.
5. Hicks JM, Singla, A, Shen, FH, et al. Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review. *Spine* 2010; 35: 465-470.
6. Wagner MR, Flores, JB, Sanpera, I, et al. Aortic abutment after direct vertebral rotation: plowing of pedicle screws. *Spine* 2011; 36: 243-247.
7. Galbusera F, Volkheimer, D, Reitmaier, S, et al. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *European Spine Journal* 2015: 1-12.
8. Chen CS, Chen, WJ, Cheng, CK, et al. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical engineering and physics* 2005; 27: 487-496.
9. Aubin CE, Labelle, H, Ciolofan, OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 2007; 16: 57-64.
10. Santoni BG, Hynes, RA, McGilvray, KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws. *The Spine Journal* 2009; 9: 366-373.
11. Wang X, Aubin, CE, Labelle, H, et al. Biomechanical Analysis of Corrective Forces in Spinal Instrumentation for Scoliosis Treatment. *Spine* 2012; 37: 1479-1487.
12. ASTM Standard F543-07. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. ASTM International, West Conshohocken, PA; 2009.
13. Hirano T, Hasegawa, K, Takahashi, HE, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine* 1997; 22: 2504-2510.
14. Parent S, Odell, T, Oka, R, et al. Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation? *Spine* 2008; 33: 1966-1969.
15. Law M, Tencer, AF, Anderson, PA. Caudo-cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation. *Spine* 1993; 18: 2438.
16. Brantley AG, Mayfield, JK, Koeneman, JB, et al. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine* 1994; 19: 1752-1758.

17. Kiliñer C, Inceoglu, S, Sohn, MJ, et al. Effects of angle and laminectomy on triangulated pedicle screws. *Journal of Clinical Neuroscience* 2007; 14: 1186-1191.
18. Mehmanparast H, Mac-Thiong, JM, Petit, Y. Biomechanical evaluation of pedicle screw loosening mechanism using synthetic bone surrogate of various densities. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* 2014: 4346-4349.
19. Patel PSD, Hukins, DWL, Shepherd, DET. The Effect of "Toggling" on the Pullout Strength of Bone Screws in Normal and Osteoporotic Bone Models. *Open Mechanical Engineering Journal* 2013; 7: 35-39.
20. Winckler G. *Manuel d'anatomie topographique et fonctionnelle*. Masson et Cie Niort, impr. Soulis et Cassegrain (1964); 1974.
21. Adams JE. Quantitative computed tomography. *European journal of radiology* 2009; 71: 415-424.
22. Montgomery DC. *Design and analysis of experiments*. Wiley New York; 1997.
23. Salmingo R, Tadano, S, Fujisaki, K, et al. Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation. *Clinical Biomechanics* 2012; 27: 545-550.
24. Wang X, Aubin, CE, Crandall, D, et al. Biomechanical comparison of force levels in spinal instrumentation using monoaxial versus multi degree of freedom postloading pedicle screws. *Spine* 2011; 36: 95-104.
25. Theruvath AS, Rajat, M, M, G, et al. Correction maneuvers in scoliosis surgery - an overview. *Kerala Journal of Orthopaedics* 2012; 25(2): 73-77.
26. Schneider CA, Rasband, WS, Eliceiri, KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods* 2012; 9: 671-675.
27. Defino HLA, Vendrame, JRB. Morphometric study of lumbar vertebrae's pedicle. *Acta Ortop Bras.* 2007; 15: 183-186.
28. Kourkoulis S, Chatzistergos, P. The Influence of the "Penetration" and the "Filling-Ratios" on the Pull-out Strength of Transpedicular Screws. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2009; 9: 283-300.
29. Halvorson TL, Kelley, LA, Thomas, KA, et al. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine* 1994; 19: 2415.

4.1.10 Figures

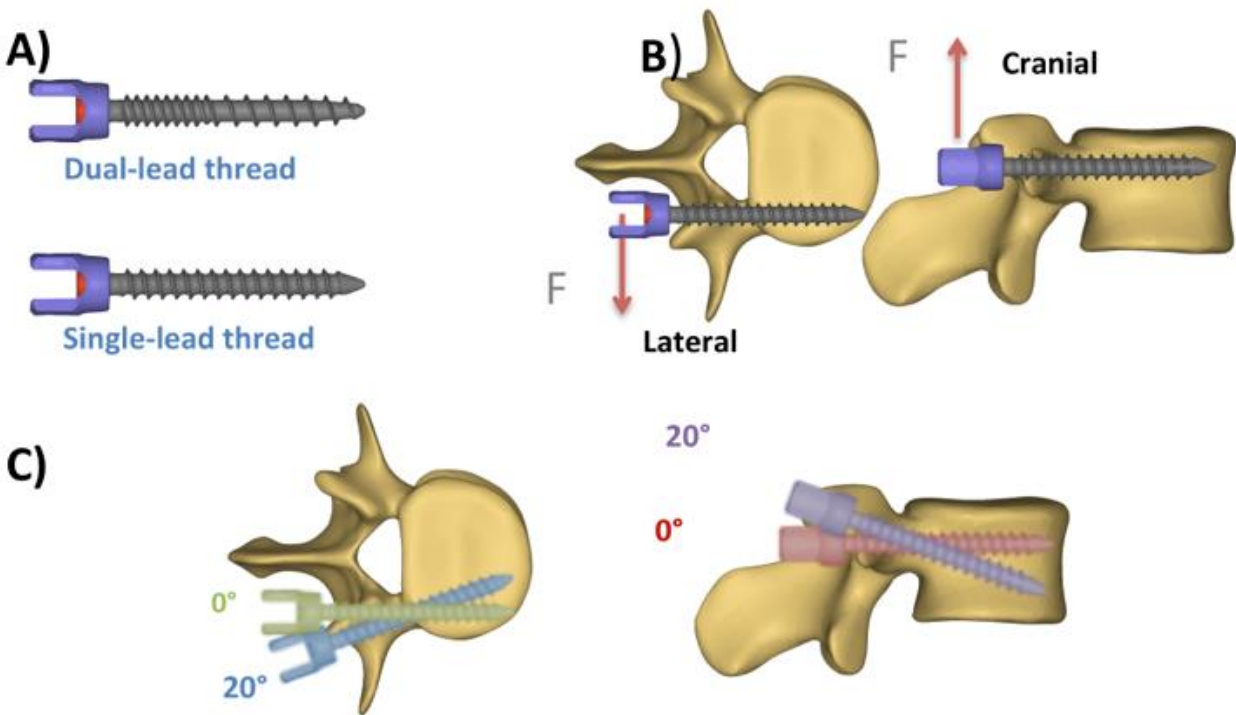


Figure 4-1: Three tested independent variables of the 8-test factorial DOE (Box, Hunter & Hunter). A – Screw type: conical dual-lead thread with doubled pitch in the distal part of the shaft and cylindrical single-lead thread. B – Loading direction. The arrows show the directions of the lateral and cranial forces. C – Screw trajectory: in the transverse plane, the screws were parallel to the sagittal plane or along the transverse orientation of the pedicle and in the sagittal plane, the screws were parallel to the upper endplate of the vertebral body or aiming downward

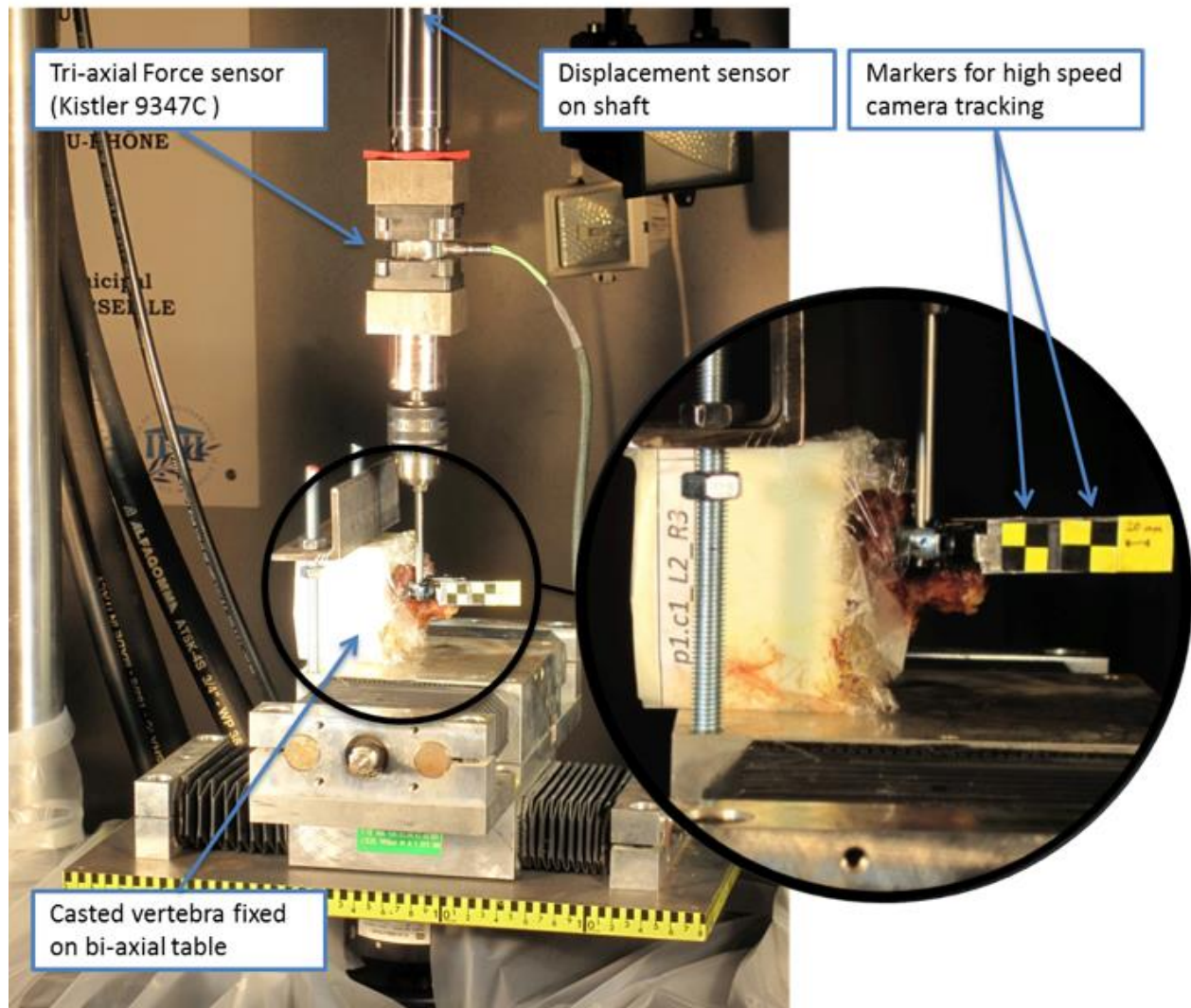


Figure 4-2 : Hydraulic testing machine (MTS 370.02 –15 kN) and experimental setup of a cranial loading case. Casted vertebra in resin is rigidly fixed on a bi-axial table. Markers for displacement tracking is attached to the screw head

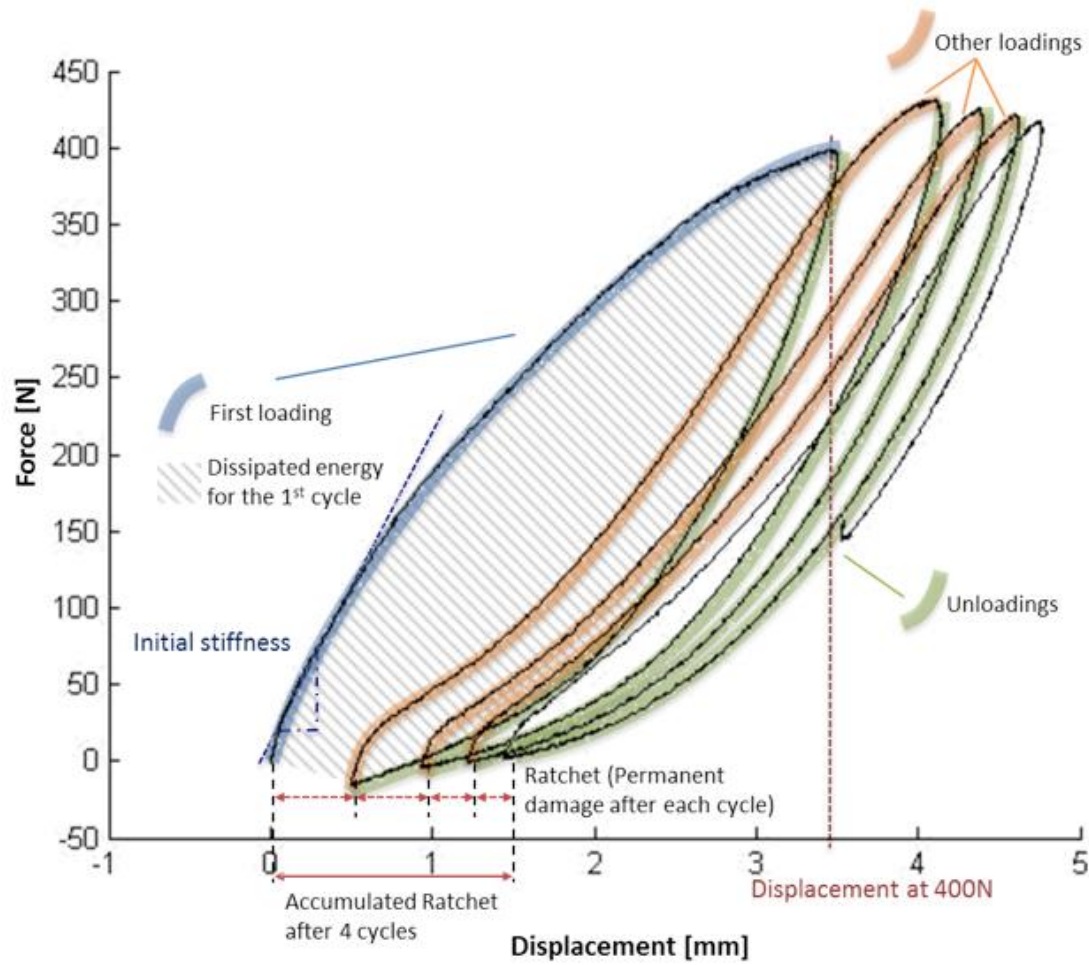


Figure 4-3 : Typical Force-Displacement curve showing 4 full loading and unloading cycles and the mechanical indices extracted

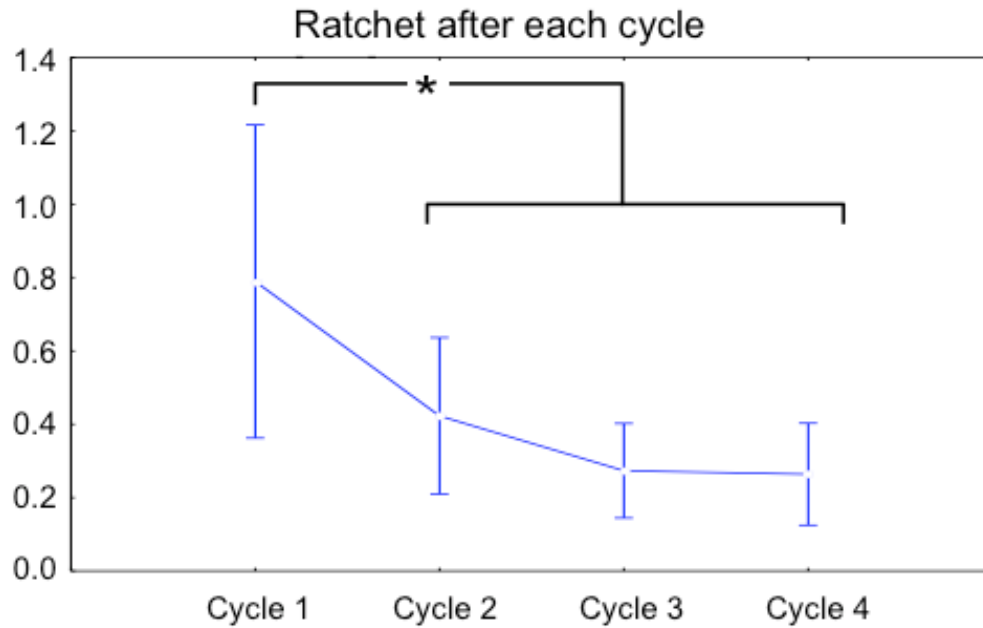


Figure 4-4 : Mean $\pm$ 0.95 confidence interval whisker plots of Ratchet values (mm) at 0N after each loading-unloading cycle. *: Statistical significance ($p < 0.05$)

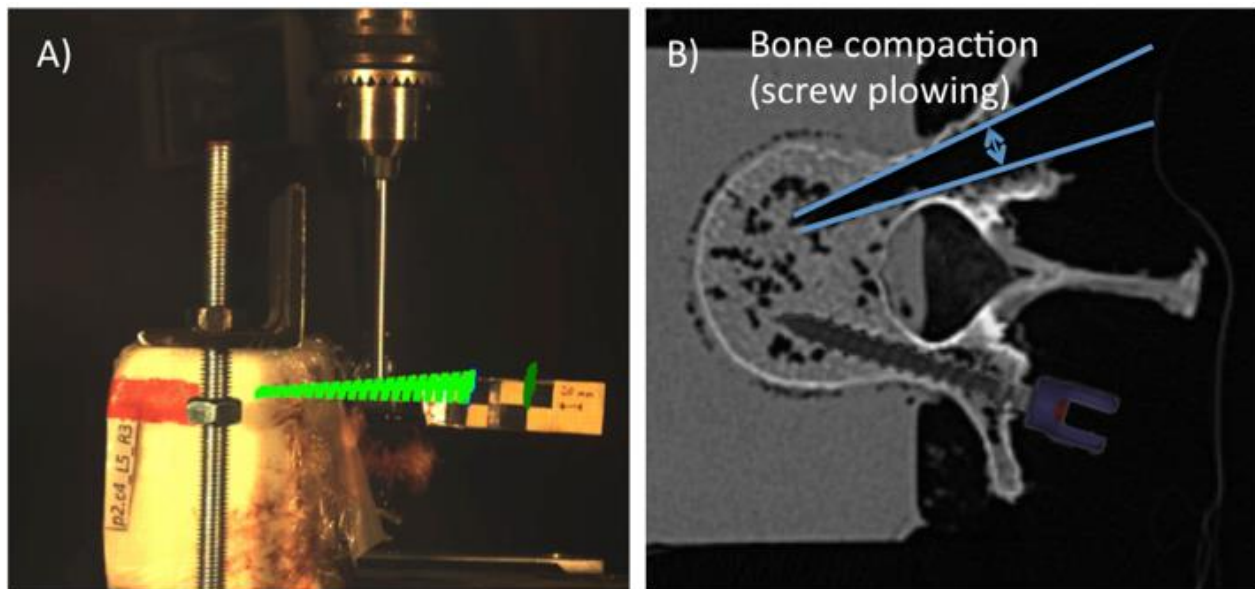


Figure 4-5 : A) Movement envelope of screw following markers tracking during a lateral loading test, and B) post-experimental CT scan of a vertebra after a lateral loading test. Screws were removed to avoid flashing effect to observe the permanent deformation. Left screw virtually placed to display insertion trajectory

4.1.11 Tables

Tableau 4-1 : Description of the design of experiment, bone density, anatomical features (Sp.: Specimen, BD: Bone Density, PW: Pedicle Width, VBL: Vertebral Body Length)

Test#	Sp.#	Vert. Load level	Screw Dir. Type	Sag. Angle	Trans. Angle	BD [g/cm3]	PW [mm]
1	1	L2	Cranial Single-lead	0°	0°	0.075	5
2	1	L3	Cranial Single-lead	20°	20°	0.085	6
3	1	L4	Cranial Dual-lead	0°	20°	0.067	8
4	1	L1	Cranial Dual-lead	20°	0°	0.080	5
5	2	L2	Cranial Single-lead	0°	0°	0.105	7
6	2	L3	Cranial Single-lead	20°	20°	0.115	6
7	2	L1	Cranial Dual-lead	0°	20°	0.120	7
8	2	L5	Cranial Dual-lead	20°	0°	0.096	10
9	3	L2	Cranial Single-lead	0°	0°	0.094	6
10	3	L3	Cranial Single-lead	20°	20°	0.092	7
11	3	L4	Cranial Dual-lead	0°	20°	0.098	10
12	3	L5	Cranial Dual-lead	20°	0°	0.099	15
13	1	L2	Lateral Single-lead	0°	0°	0.075	5
14	1	L3	Lateral Single-lead	20°	20°	0.085	6
15	1	L4	Lateral Dual-lead	0°	20°	0.067	8
16	1	L1	Lateral Dual-lead	20°	0°	0.080	5
17	2	L2	Lateral Single-lead	0°	0°	0.105	7
18	2	L3	Lateral Single-lead	20°	20°	0.115	6
19	2	L1	Lateral Dual-lead	0°	20°	0.120	7
20	2	L5	Lateral Dual-lead	20°	0°	0.096	10
21	3	L2	Lateral Single-lead	0°	0°	0.094	6
22	3	L3	Lateral Single-lead	20°	20°	0.092	7
23	3	L4	Lateral Dual-lead	0°	20°	0.098	10
24	3	L5	Lateral Dual-lead	20°	0°	0.099	15

Tableau 4-2 : Results of mechanical indices extracted from F-D curves (IS: Initial Stiffness, DE: Dissipated Energy, D400: Displacement at 400N, Ra.: Ratchet, AC: Accumulated Ratchet after 4 cycles, x: Bone fracture, c.: cycle number)

Test#	IS (c. 1) [N.mm]	IS (c. 2) [N.mm]	IS (c. 3) [N.mm]	IS (c. 4) [N.mm]	D400 (c. 1) [mm]	DE (c. 1) [J]	DE (c. 2) [J]	DE (c. 3) [J]	DE (c. 4) [J]	Ra. (c. 1) [mm]	Ra. (c. 2) [mm]	Ra. (c. 3) [mm]	Ra. (c. 4) [mm]	AC [mm]
1	372	158	148	146	1.79	418	528	384	302	0.06	0.13	0.16	0.09	0.44
2	349	179	174	174	1.81	410	444	363	340	0.23	0.20	0.17	0.15	0.75
3	297	145	139	147	2.20	470	476	314	258	0.08	0.29	0.37	0.15	0.89
4	417	181	179	176	1.79	543	430	341	306	0.45	0.31	0.19	0.16	1.11
5	374	142	146	147	2.44	669	423	321	295	0.54	0.40	0.29	0.24	1.47
6	183	101	108	51	2.75	1333	473	858	x	2.29	1.52	3.63	x	x
7	473	103	125	115	3.08	948	376	252	269	0.63	1.20	0.20	0.31	2.33
8	584	178	166	157	1.24	425	496	382	338	0.13	0.05	0.05	0.05	0.29
9	516	296	281	271	1.11	314	297	281	270	0.04	0.03	0.03	0.03	0.14
10	574	277	253	240	1.06	311	388	399	338	0.05	0.04	0.03	0.04	0.16
11	637	312	294	284	1.00	277	238	187	190	0.16	0.04	0.01	0.00	0.21
12	609	275	265	262	1.11	330	336	284	246	0.22	0.02	0.05	0.03	0.32
13	364	165	173	x	2.28	1352	1063	x	x	4.44	4.19	x	x	x
14	368	112	112	111	1.60	814	441	291	236	1.24	0.77	0.40	0.24	2.65
15	496	142	144	145	3.40	973	456	394	335	1.81	0.51	0.39	0.33	3.04
16	323	98	128	126	2.63	808	683	368	406	1.36	1.72	0.31	0.79	4.19
17	316	120	125	128	4.24	1111	538	413	387	2.63	0.85	0.77	0.64	4.89
18	272	132	134	136	3.71	1268	498	521	547	2.62	0.70	0.91	0.98	5.21
19	543	194	206	206	2.21	937	528	403	363	1.09	0.54	0.27	0.22	2.13
20	520	141	140	x	3.66	1326	826	x	x	3.16	1.69	x	x	x
21	451	128	107	x	2.37	1401	859	x	x	4.16	2.71	x	x	x
22	522	289	271	257	0.98	332	284	269	270	0.05	0.03	0.03	0.03	0.13
23	458	153	145	158	3.70	707	331	405	353	2.35	0.60	0.83	0.79	4.57
24	869	380	361	349	0.76	240	275	241	226	0.04	0.02	0.01	0.01	0.08

4.1.12 Supplemental PowerPoint Slides



Spine

Supplemental PowerPoint Slides

Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study

Rohan-Jean Bianco ^{a,b,c,d}, MSc, Carl-Eric Aubin ^{a,b,d,e}, PhD, P.Eng, Jean-Marc Mac-Thiong ^{b,d,e,g}, MD, PhD, Eric Wagnac ^{d,f}, PhD, P.Eng, Pierre-Jean Arnoux ^{c,d}, PhD

a) Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), Canada H3C 3A7

b) Sainte-Justine University Hospital Center, 3175, Cote Sainte-Catherine Road, Montreal (Quebec), Canada H3T 1C5

c) Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Aix-Marseille Université, IFSTTAR, LBA UMR T24, Boulevard Pierre Dramard, 13916 Marseille Cedex 20, France

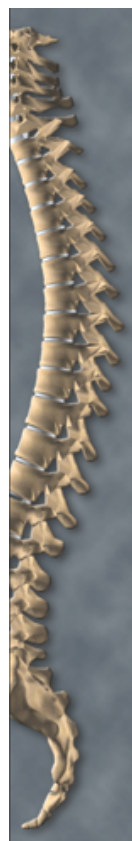
d) International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injuries & Pathologies

e) Department of Surgery, Faculty of Medicine, Université de Montréal, 2900 Boulevard Edouard-Montpetit, Montreal, (Quebec), Canada H3T 1J4

f) Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure, Montreal (Quebec), Canada H3C 1K3

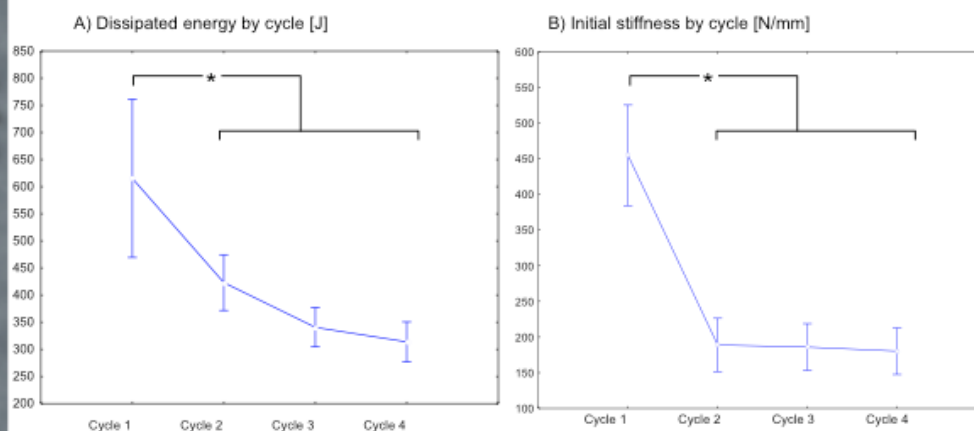
g) Department of Surgery, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montreal (Quebec), Canada H4J 1C5

Copyright © 2015 Lippincott Williams & Wilkins. Unauthorized commercial reproduction of this slide is prohibited



Spine

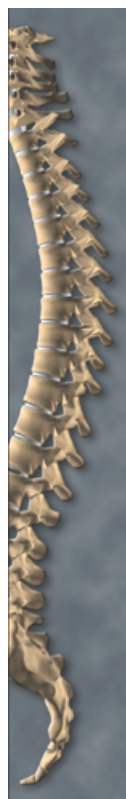
ANOVA ANALYSIS AND BAR CHARTS



Mean $\pm$ 0.95 confidence interval whisker plots by cycle.

*: statistical significance ($p < 0.05$)

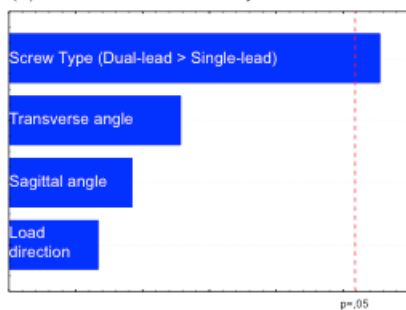
Copyright © 2015 Lippincott Williams & Wilkins. Unauthorized commercial reproduction of this slide is prohibited



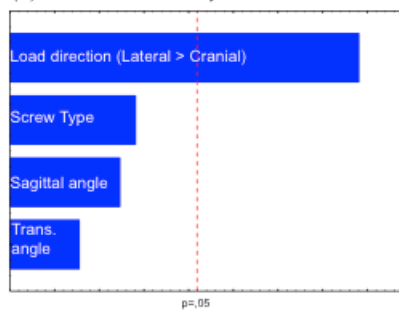
Spine

PARETO CHARTS

(A) Initial Stiffness for the 1st cycle



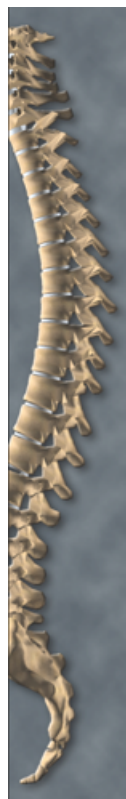
(B) Ratchet after the 1st cycle



Pareto diagram response of (A) initial stiffness and (B) Ratchet of the first cycle

Pareto charts display the effects of the tested design parameters, ordered in rank of importance. Effects are displayed in slide 6

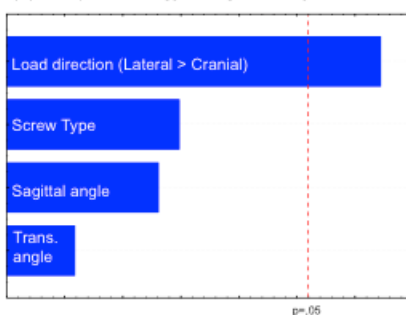
Copyright © 2015 Lippincott Williams & Wilkins. Unauthorized commercial reproduction of this slide is prohibited



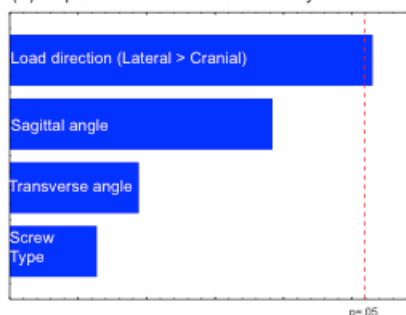
Spine

PARETO CHARTS

(A) Dissipated energy during the 1st cycle

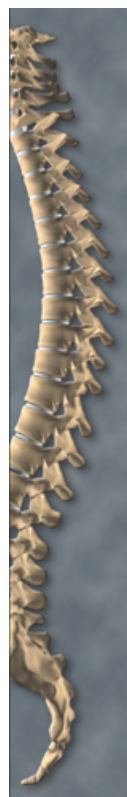


(B) Displacement at 400N for the 1st cycle



Pareto diagram response of (A) dissipated energy and (B) displacement at 400N of the first cycle

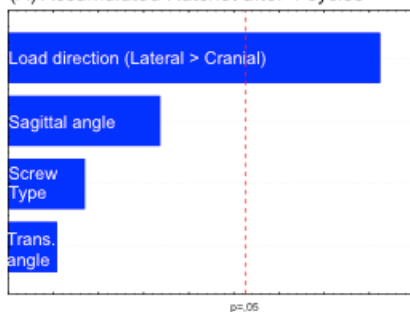
Copyright © 2015 Lippincott Williams & Wilkins. Unauthorized commercial reproduction of this slide is prohibited



Spine

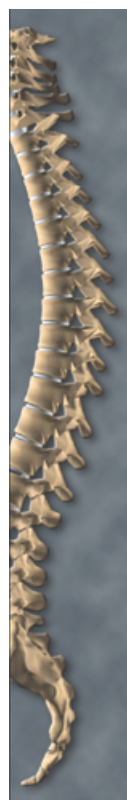
PARETO CHARTS

(A) Accumulated Ratchet after 4 cycles



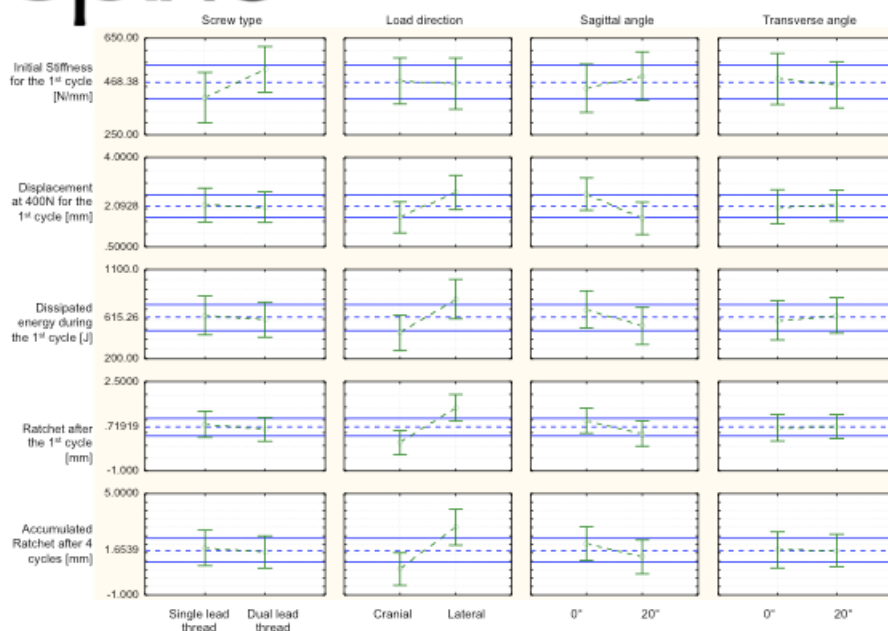
Pareto diagram response of accumulated ratchet after 4 cycles

Copyright © 2015 Lippincott Williams & Wilkins. Unauthorized commercial reproduction of this slide is prohibited



Spine

EFFECT MATRICES OF DOE ANALYSIS



Copyright © 2015 Lippincott Williams & Wilkins. Unauthorized commercial reproduction of this slide is prohibited

CHAPITRE 5 LES EFFETS MORPHOLOGIQUES ET OSSEUX DES VERTÈBRES THORACIQUES SUR L'ANCRAGE BIOMÉCANIQUE DES VIS PÉDICULAIRES

5.1 Article #3 : Thoracic pedicle screw fixation analysis under axial and perpendicular loadings: a numerical analysis

5.1.1 Situation et résumé de l'article

Cet article, intitulé «Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study », a été soumis à la revue Spine (Impact Factor du Journal citation report 2014 : 2.447) le 9 octobre 2015. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Ce troisième article porte sur les objectifs O2.a et O2.b de la thèse.

Cette étude visait à analyser le comportement biomécanique et comparer par simulation numérique les performances d'ancrage de différentes dimensions de vis pédiculaires, types d'engagement osseux et types de préparation du point d'entrée sous des chargements axiaux et orthogonaux. Un modèle par éléments finis préalablement validé de deux vertèbres thoraciques (T3 ou T8) avec trois configurations d'épaisseur d'os cortical (5e, 50e et 95e percentile) a été utilisé. Deux types d'engagement osseux (unicortical ou bicortical), deux diamètres de vis (5.5, 6.5 mm) et trois scénarios d'élargissement de point d'entrée (EPE) ont été numériquement testés sous un chargement axial et quatre chargements orthogonaux (crânial, caudal, médial et latéral) jusqu'à la rupture, pour un total de 180 simulations. Les résultats de force-déplacement ont été analysés en utilisant des ANOVA et des diagrammes de Pareto afin de déterminer les effets individuels de chaque paramètre. Lors de chargements axiaux, les fractures osseuses commençaient autour de la pointe de la vis et se propageaient le long de la tige fileté jusqu'à l'arrachement total. Lors des chargements orthogonaux, les vis avaient un mouvement de tassement osseux (rotation avec un pivot au milieu du corps de la vis). Le diamètre de la vis était le paramètre prédominant pour l'ancrage des vis dans toutes les directions de chargement. Le plus grand diamètre de vis (6.5 contre 5.5 mm) a augmenté de 35% la raideur initiale et la force à la rupture. Une épaisseur plus faible d'os cortical (5e percentile) réduisait de 22% la raideur initiale,

mais n'avait aucune influence sur la force à la rupture, alors qu'une plus forte épaisseur d'os cortical (95e percentile) a augmenté la raideur initiale de 24% et la force à la rupture de 16%. Le retrait d'os cortical autour du point d'entrée réduisait la raideur initiale (27% axialement et 17% orthogonalement) et la force à la rupture (20% axialement et 13% orthogonalement). Un engagement osseux bicortical permettait une augmentation de raideur initiale et de force à l'arrachement dans toutes les directions de chargement. Le diamètre de la vis et la quantité d'os cortical à proximité des filets des vis sont des paramètres importants pour l'ancrage de vis pédiculaires. Ce modèle a permis une meilleure compréhension du comportement biomécanique de la fixation des vis pédiculaires sous différents modes de chargement. L'objectif à long terme est de fournir des recommandations pour la planification de la chirurgie et la conception d'implants plus performants.

5.1.2 Auteurs, affiliations et déclaration de conflit d'intérêts

Rohan-Jean Bianco ^{a,b,c,d}, MASc, Pierre-Jean Arnoux ^{c,d}, PhD, Jean-Marc Mac-Thiong ^{b,d,e,f}, MD, PhD, Carl-Eric Aubin ^{a,b,d,e}, PhD, P.Eng

- (a) *Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), Canada H3C 3A7*
- (b) *Sainte-Justine University Hospital Center, 3175, Cote Sainte-Catherine Road, Montreal (Quebec), Canada H3T 1C5*
- (c) *Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 IFSTTAR/Aix-Marseille Université, Boulevard Pierre Dramard, 13916 Marseille Cedex 20, France*
- (d) *International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injuries & Pathologies*
- (e) *Department of Surgery, Faculty of Medicine, Université de Montréal, 2900 Boulevard Edouard-Montpetit, Montreal, (Quebec), Canada H3T 1J4*
- (f) *Department of Surgery, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montreal (Quebec), Canada H4J 1C5*

ADDRESS FOR NOTIFICATION, CORRESPONDENCE AND REPRINTS:

Carl-Éric Aubin, PhD, P.Eng, Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal, QC, Canada H3C 3A7 (e-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca).

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT AND SOURCES OF FUNDING:

Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair with Medtronic of Canada), and by the A*MIDEX Foundation (Aix-Marseille University Initiative of Excellence, n° ANR 11-IDEX-0001-02). Relevant financial activities of authors outside the submitted work: consultancy with Medtronic, grants or research support from BostonBrace, Medtronic, Rodin 4D and ZimmerCAS, member of advisory board or panel of Spinologics and other financial or material support (royalties, patents, etc.) from DePuy Synthes, K2M and Spinologics. The devices are FDA-approved or approved by corresponding national agency for this indication.

KEYWORDS:

Biomechanical modeling, Pedicle screw, Finite element analysis, Scoliosis, Spinal instrumentation

KEYPOINTS:

- The use of a 6.5 mm diameter screw (vs. 5.5 mm) increased by 35% the initial stiffness and force to failure in all loading directions.
- The proximity of the screw threads to the cortical bone has a major role in pedicle screw fixation.
- The cortical bone thickness in the pedicle region, its volume left around the entry point, and bicortical bone engagement play an important role for the screw fixation strength.

MINI-ABSTRACT / PRÉCIS:

A comprehensive FEM was used to biomechanically analyze the fixation strength of different pedicle screw dimensions, bone engagement, and entry point preparation under axial and

orthogonal forces. The screw diameter and amount of cortical bone left around the entry point are key parameters in pedicle screw fixation.

5.1.3 Abstract

Study design: Numerical analysis of thoracic pedicle screw fixation

Objective: To biomechanically analyze and compare the fixation strength of different pedicle screw dimensions, bone engagement, entry point preparation and vertebra dimensions under axial pull-out and perpendicular loadings.

Summary of background data: Many studies have assessed the pullout fixation strength of pedicle screws, but only a few investigated the fixation strength under perpendicular forces such as the ones applied with modern instrumentation techniques.

Methods: A validated finite element model of two thoracic vertebrae (T3, T8) with three different cortical bone thickness configurations (5th, 50th and 95th percentile) was used. Two bone engagements, two screw diameters and three entry point enlargement (EPE) scenarios were numerically tested under an axial and four perpendicular forces (cranial, caudal, medial and lateral) until failure for a total of 180 simulations. Force-displacement responses were analyzed using ANOVA and Pareto charts to determine the individual effects of each parameter.

Results: The screw diameter was the predominant parameter affecting the screw anchorage in all loading directions. The larger screw diameter (6.5 vs. 5.5 mm) increased by 35% the initial stiffness (IS) and force to failure (FtF). A lower cortical bone thickness (5th vs. 50th percentile) reduced by 22% the IS but had no influence on the FtF, whereas a higher cortical bone thickness (95th vs. 50th percentile) increased the IS by 24% and the FtF by 16%. Cortical bone removal around the entry point reduced the axial and non-axial IS (27% and 17% respectively) and FtF (20% and 13%). Better screw anchorage was obtained with bicortical bone engagement.

Conclusions: The screw diameter and amount of cortical bone left around the entry point are essential for pedicle screw fixation. The proximity of the screw threads to the cortical bone has a major role in pedicle screw fixation.

5.1.4 Introduction

Pedicle screws for spinal deformity instrumentation are used as anchors in the vertebrae to perform correction maneuvers, and stabilize the spine with rods to promote arthrodesis. The

screws are subjected to high and variable loads that could be above 400 N in different directions due to various surgical maneuvers [1, 2]. For instance, during the vertebral derotation technique, lateral or medial forces are applied to correct the transverse plane deformity whereas when distraction and compression maneuvers are performed, cranial or caudal forces are applied to locally change the intervertebral wedging angles [2, 3]. To reach correction goals without fixation failure, the screws require an adequate purchase [4].

Screw fixation is affected by patient's specific characteristics, such as their bone density, pedicle shape and size, and cortical bone thickness. Pedicle width is significantly diminished on the concavity of scoliotic curves and the use of pedicle screw is then to be used with caution [5]. Chou et al. [6] also identified a significant correlation between cortical bone area ratio (cortical bone area over pedicle area in the pedicle isthmus) and the thoracic pedicle screw pullout strength in axial loading conditions.

The surgery choices such as the screw type and size, entry point preparation, tapping diameter, bone engagement (unicortical or bicortical) or screw head hubbing, and screw trajectory also affect the screw purchase. Paik et al. [7] showed that the iatrogenic fractures caused by the head hubbing method weakened the cortical bone around the entry point and caused around 40% decrease of axial pullout strength. The use of larger diameter screws is known to significantly increase the pullout fixation strength [8, 9]. Bicortical screws have been shown to provide 40% higher force to failure than unicortical screw placement under lateral loads [10].

The relation between individual pedicle screw parameters and screw fixation strength, as well as their interaction, still are not well known. Moreover, most studies have concentrated on axial pullout [11], and only a few have investigated the fixation behavior under loads applied perpendicular to the screw axis [12, 13].

The objective was to biomechanically analyze how screw diameter, bicortical purchase, entry point preparation and patient vertebra characteristics affect the screw fixation strength under axial and perpendicular loads.

5.1.5 Methods

A mixed fractional design of experiment (DOE) approach was used to biomechanically investigate the individual and interaction effects of three parameters at two levels and two parameters at three levels ¹⁴ leading to 36 simulations for each of the five loading directions, for a total of 180 simulations.

The vertebra models were extracted from a previously validated finite element model (FEM) ⁸. Two thoracic vertebrae (T3 and T8) were chosen as they often are the upper instrumented vertebra and apical vertebra in cases of thoracic scoliosis instrumentation ¹⁵ and have to withstand high loads during surgical maneuvers ^{1,2}. The vertebra geometry was built from CT-scan images (contiguous slices of 0.6 mm thick) of a 50th percentile human volunteer (European, 32 years old, 75 kg, 1,75 m) with no known spinal pathology. The pedicle isthmus height and transverse width were respectively 12.1 mm and 7.1 mm for T3, and 11.5 mm and 8.1 mm for T8. The pedicles had sagittal and transverse angles of 20° and 23° respectively for T3 and 15° and 13° for T8. The regional thickness of the cortical bone wall was parameterized, and three sets of thickness were used to represent the 5th, 50th or 95th percentile from published morphometric measurements ^{16,17} (Table 1). The model was meshed with tetrahedral elements of 0.5 mm in the peri-implant region (3 mm around the screw) and 1 mm characteristic length in farther regions. The vertebra model integrated a bilinear isotropic elastoplastic material law that simulates bone failure by deleting the elements that locally reach a defined failure strain (Table 2).

Geometrical models of multi-axial pedicle screws with slightly conical inner core, a single lead thread at the proximal part of the screw and a dual-lead at the distal part (OSTEOGRIP™ screws

from the CD HORIZON® spinal systems (Medtronic Inc., Memphis, USA)) were used. The chosen screw diameters were 5.5 mm and 6.5 mm to fit both T3 and T8 pedicles. Two screw lengths for each vertebra were chosen (35 mm and 40 mm for T3 and 40 mm and 45 mm for T8) to obtain a unicortical (90% of penetration) and a bicortical bone engagement (less than 1.5 mm cortical wall violation in the anterior part of the vertebral body). The screw external surface was modeled as a shell with triangular elements of 0.25 mm. Each screw was considered rigid due to the significant difference with the bone stiffness; this assumption was verified to have less than 1% difference on the results. The bone/screw interface was modeled using a point/surface penalty method with a Coulomb type friction coefficient of 0.2 and minimal gap of 0.05 mm ⁸. The instrumented models contained approximately 300,000 elements (60,000 nodes) (Figure 1).

The screw insertion was computationally modeled using a Boolean operation method to remove bone at the future location of the screw. The screws were positioned following the “straight forward” trajectory ¹⁸ with the same constant hubbing depth ⁷. Three entry point preparations were modeled to simulate the use of a bone rongeur to remove different amount of cortical bone around the entry point. It is a necessary step for the tapping process and to sit the screw head with an insertion depth (hubbing) consistent with adjacent vertebrae, in order to avoid medial tilting of the screw head at rod insertion ¹⁹. The first scenario was to remove only the bone to obtain a perfect fit of the screw head at the entry point (no entry point enlargement, “EPE”) (Figure 1). The second scenario was similar in terms of hubbing depth but with additional cortical bone removed (1 mm) above the screw shaft. The third scenario was similar with more extensive cortical bone removal (3 mm) above the screw shaft.

An axial force and four perpendicular forces (cranial, caudal, medial and lateral) were individually applied. The axial loading tests were performed as described in the ASTM-F543 standard ¹¹ by gradually applying a ramped tensile force on the screw head along the screw axis until screw pullout. The non-axial loading tests were performed by applying a ramped force on the screw head perpendicularly to the screw axis until bone failure occurred. For all loading conditions, the anterior part of the vertebral body was fixed. A constraining sliding link condition in the loading direction was applied to the screw to avoid off axis/plane displacement ¹².

Quasi-static simulations were performed using the explicit dynamic FEM solver RADIOSS v12 (Altair Engineering inc., Troy, USA) with a kinetic relaxation scheme ⁸. The stresses and strains on the bone adjacent to the screw threads were analyzed. The computed force-displacement (F-D) curves were used to determine the initial stiffness (IS, initial linear slope of the F-D curve) and force to failure (FtF) (Figure 2). The IS expresses the rigidity or the ability to resist deformation in response to an applied force on the screw, whereas the FtF is the maximal force the screw can bear before bone failure.

The IS and FtF for the axial and non-axial (4 non-axial combined) loadings were analyzed using a factorial ANOVA and Pareto charts to determine the prevailing parameters and parameters interactions on the screw anchorage. Significant interactions of two parameters were taken into account when their combination had significant effects on the response and were only not linear predictions of the combined parameters. The following analysis then individually compared the five loading directions using a paired ANOVA. All the statistical analyses were performed using Statistica 8 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Due to the deterministic aspect of FEM simulations, an alpha acceptance of less than 0.01 was chosen for significance.

5.1.6 Results

The computed force-displacement (F-D) curves typically exhibited a nonlinear behavior with a first linear portion until bone element failure initiated at the local level in the peri-implant area as demonstrated by an inflection point in early portion of the F-D curve. Generalized bone failure occurred at the top of the F-D curve; after that, the force decreased until the screw was totally pulled out of the bone (Figure 2).

The Pareto chart analysis revealed that the predominant parameters for the screw fixation were the screw diameter and cortical bone thickness. The use of a 6.5 mm screw diameter instead of 5.5 mm caused a 37% increase in IS and a 36% increase in FtF in axial loading (Figure 3), while it was 29% and 34% respectively in non-axial loadings (Figure 4).

The 5th percentile cortical bone thickness induced a decrease in IS (25% in axial and 19% in non-axial loadings) as compared to the 50th percentile cortical bone thickness, but exhibited no changes in FtF for both axial and non-axial loads. The 95th percentile cortical bone thickness induced an increase in both IS (26% in axial and 23% in non-axial loadings) and FtF (36% in axial and non-axial loadings).

The two scenarios of additional cortical bone removed (1 mm and 3 mm) above the screw shaft had similar effect and reduced the IS by around 27% in axial and 17% in non-axial loadings and reduced the FtF by around 20% in axial and 13% in non-axial loading compared to the perfect screw hubbing (no EPE). The additional cortical bone removed had more effect in medial (-30% in FtF) and cranial (-15% in FtF) loading directions than in lateral and caudal loadings (less than 5% differences) compared to no EPE.

The bicortical bone engagement significantly increased the IS under axial (+22%) and non-axial loads (+23%), and the FtF under non-axial loads (+16% for T3 and +12% for T8). The interactions of the screw diameter with the vertebral level and cortical thickness significantly affected the FtF, under axial and non-axial loads.

Globally, the best anchorage was obtained with bicortical bone engagement with a diameter of 6.5 mm, with the maximum cortical bone thickness without EPE.

The IS was significantly higher in axial than the other non-axial loading directions (approx. 3.5 times compared to the caudal and lateral directions, 4.7 times compared to the cranial direction and 1.7 times compared to the medial direction) regardless of the parameters (Table 3). The FtF was not statistically different in the 5 different loading directions.

Larger and longer screws induced evenly distributed Von Mises stresses and strains with less concentration zones (indicative of bone failure initiation sites) in all loading directions (Figure 5). In axial loading, the stresses were distributed along the screw shaft (average values of 2 MPa) with higher values up to 3.17 MPa around the screw tip and 2.8 MPa in the pedicle isthmus. Failure started around the screw tip and propagated along the screw shaft toward the screw head until total pullout.

5.1.7 Discussion

The screw diameter had the most effect on the FtF in axial loading, which is consistent with previous biomechanical studies [8, 9]. Likewise, screw diameter also had the most important effect on the FtF in the four non-axial loading directions, and more effect than either screw length or bone engagement.

The bicortical bone engagement improved the IS in axial loading as the contact surface between the cortical bone and screw was increased. In non-axial loading, unicortical screws displayed a plowing movement of rotation up to 1.4° until failure with a fulcrum in the middle of the screw shaft; bone failure started both at the tip and at the distal part of the screw. Contrastingly, bicortical screws displayed a plowing movement with a fulcrum closer to the screw tip and failure mainly occurred around the distal part of the screw due to the contact with the cortical bone at the anterior part of vertebra (Figure 5). Even though bicortical screw placement provides better anchorage for perpendicular loads, the adjacent vascular anatomy is important to take into consideration when analyzing the risks and benefits of using such technique, as the aorta and vena cava are next to the anterior part of the spine from T3 to the lumbar region [10].

A better fixation was obtained when a minimal amount of cortical bone was removed at the entry point, enabling maximal contact with the screw head and shaft. The contact with the cortical bone around the entry point acts as a support to prevent screw plowing during surgical maneuvers and to preclude bone failure initiation due to the screw tilting, thus suggesting that standard technique to prepare the pilot hole [19] and screw head hubbing [7] should be revised to minimize cortical bone removal or damage.

The better fixation obtained in T3 compared to T8 vertebra can be explained by the closer proximity of the screw threads to the cortical bone due to the narrower pedicle and the higher cortical bone ratio [6]. The two screw diameters (5.5 and 6.5 mm) were chosen to fit both T3 and T8 pedicles, making their pedicle filling ratio different. The pedicle sizes and orientation of the model were in the average of the healthy population [25, 26], but were bigger than scoliotic patients [5]. Further analyses should be performed to better assess how the screw purchase is affected by pathologically deformed vertebrae and pedicles.

Overall, the cortical bone thickness and its proximity to the screw threads was a major factor for the screw purchase, which was shown through the effect of pedicle size, cortical bone thickness variation, amount of cortical bone removed around the entry point, bone engagement scenarios and the interactions of the screw diameter with the cortical bone thickness and vertebral level (pedicle size).

Limitations of this study are that the bone structure were assumed to be isotropic with a homogenous distribution and that the effects of pilot hole tapping and compaction of the bone during the screw insertion were not modeled. However, the FEM used with a DOE approach allowed the relative effects of the tested parameters to be studied, thus reducing the impact of the simplifications listed above. Further investigations implementing heterogeneity in bone properties and the inclusion of the screw insertion step could be an alternative to investigate such effects.

The developed comprehensive model is a relevant tool to analyze screw fixation biomechanics. It was established adequately calibrated considering its concordance with available published experimental data. For instance, the simulated IS and FtF for axial loading were within the range of reported experimental IS (1100-2700 N.mm⁻¹) [20, 21] and FtF (224-784 N) [22, 23] (Table 3). The simulated IS also were within the range of experimental IS obtained from cranial (183-637 N.mm⁻¹) and lateral (272-869 N.mm⁻¹) loading tests on cadaveric vertebrae [24]. The simulated lateral FtF were within the range of experimental FtF obtained from lateral (181-464 N) loading tests on cadaveric vertebrae [10]. More detailed experimental tests should be conducted to provide data to further verify the model.

5.1.8 Conclusion

The larger screw diameter and cortical bone-screw contact or proximity significantly increased the screw purchase in axial and perpendicular loadings.

Looking to the future, the model could be used to further examine the effects of pathological changes in vertebra morphology and mechanical properties. It could also be adapted to further analyze patient-specific characteristics and be used as a virtual training or a surgery-planning tool.

5.1.9 References

1. Salmingo R, Tadano S, Fujisaki K, Abe Y, Ito M (2012) Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation. Clin Biomech 27:545-550
2. Wang X, Aubin C-E, Labelle H, Parent S, Crandall D (2012) Biomechanical Analysis of Corrective Forces in Spinal Instrumentation for Scoliosis Treatment. Spine 37:1479-1487
3. Theruvath AS, Rajat M, M G, Chhabra H, Vikas T, Ankur N (2012) Correction maneuvers in scoliosis surgery - an overview. Kerala Journal of Orthopaedics 25(2):73-77
4. Hicks JM, Singla A, Shen FH, Arlet V (2010) Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review. Spine 35:465-470
5. Parent S, Labelle H, Skalli W, De Guise J (2004) Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. Spine 29:239-248

6. Chou W-K, Chien A, Wang J-L (2014) Pullout strength of thoracic pedicle screws improved with cortical bone ratio: a cadaveric study. *Journal of orthopaedic science* 19:900-906
7. Paik H, Dmitriev AE, Lehman RA, Gaume RE, Ambati DV, Kang DG, Lenke LG (2012) The biomechanical effect of pedicle screw hubbing on pullout resistance in the thoracic spine. *The Spine Journal* 12:417-424
8. Bianco R-J, Arnoux P-J, Wagnac E, Mac-Thiong J-M, Aubin C-É (2014) Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* - Published ahead of print (July 29, 2014)
9. Cho W, Cho S, Wu C (2010) The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 92:1061-1065
10. Bezer M, Ketenci IE, Saygi B, Kiyak G (2012) Bicortical Versus Unicortical Pedicle Screws in Direct Vertebral Rotation An In Vitro Experimental Study. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 25:178-182
11. F-543 A- (2009) Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. ASTM International, West Conshohocken, PA.
12. Hackenberg L, Link T, Liljenqvist U (2002) Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine* 27:937-942
13. Patel PSD, Hukins DWL, Shepherd DET (2013) The Effect of "Toggling" on the Pullout Strength of Bone Screws in Normal and Osteoporotic Bone Models. *Open Mechanical Engineering Journal* 7:35-39
14. Montgomery DC (1997) Design and analysis of experiments. Wiley New York
15. Robitaille M, Aubin C-E, Labelle H (2007) Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 16:1604-1614
16. Edwards WT, Zheng Y, Ferrara LA, Yuan HA (2001) Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine. *Spine* 26:218-225
17. Kothe R, O'Holleran JD, Liu W, Panjabi MM (1996) Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine* 21:264-270

18. Dhawan A, Klemme WR, Polly DW, Jr. (2008) Thoracic pedicle screws: comparison of start points and trajectories. *Spine* 33:2675-2681
19. Gaines RW, Jr. (2000) The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. *Journal of Bone & Joint Surgery* 82:1458-1476
20. Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE (2001) Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *The Spine Journal* 1:408-414
21. Inceoglu S, McLain RF, Cayli S, Kilincer C, Ferrara L (2004) Stress relaxation of bone significantly affects the pull-out behavior of pedicle screws. *Journal of Orthopaedic Research* 22:1243-1247
22. Liljenqvist U, Hackenberg L, Link T, Halm H (2001) Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta orthopaedica belgica* 67:157-163
23. White KK, Oka R, Mahar AT, Lowry A, Garfin SR (2006) Pullout strength of thoracic pedicle screw instrumentation: comparison of the transpedicular and extrapedicular techniques. *Spine* 31:E355-E358
24. Bianco R-J, Aubin C-É, Mac-Thiong J-M, Wagnac E, Arnoux P-J (2015) Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study. *Spine* - Published ahead of print (2015)
25. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland WR, Field B, Spencer CW (1986) A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 203:29
26. Weinstein J, Rauschnig W (1992) Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clin Orthop Relat R* 284:34-46
27. Garo A, Arnoux P-J, Wagnac E, Aubin C-E (2011) Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Medical and Biological Engineering and Computing* 49:1371-1379

5.1.10 Figures

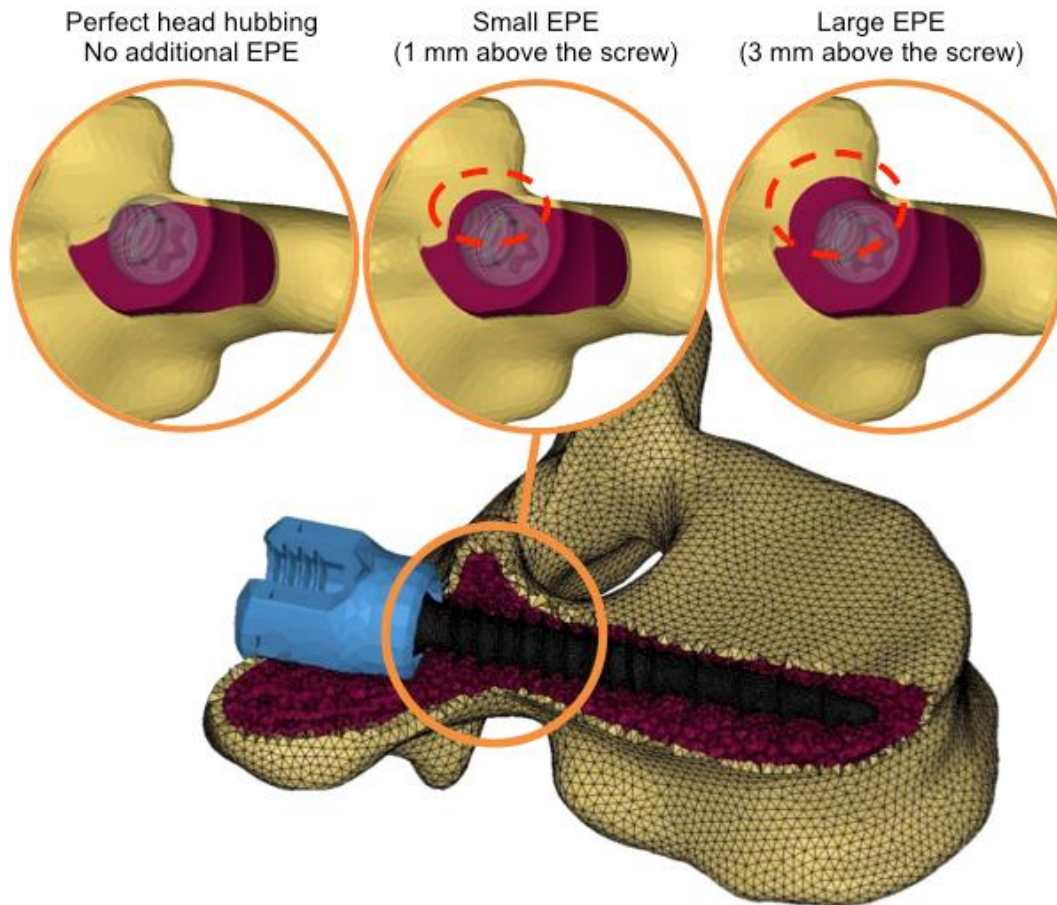


Figure 5-1 : Meshed model of T8, with element removal allowing to see bone thickness distribution and bone/screw interface. It features a 95th percentile cortical bone thickness with a 6.5 mm diameter 40 mm length screw. The three enlarged figures above show posterior views of screw insertion and bone removal due to screw head hubbing for the three simulated entry point enlargement (EPE) scenarios

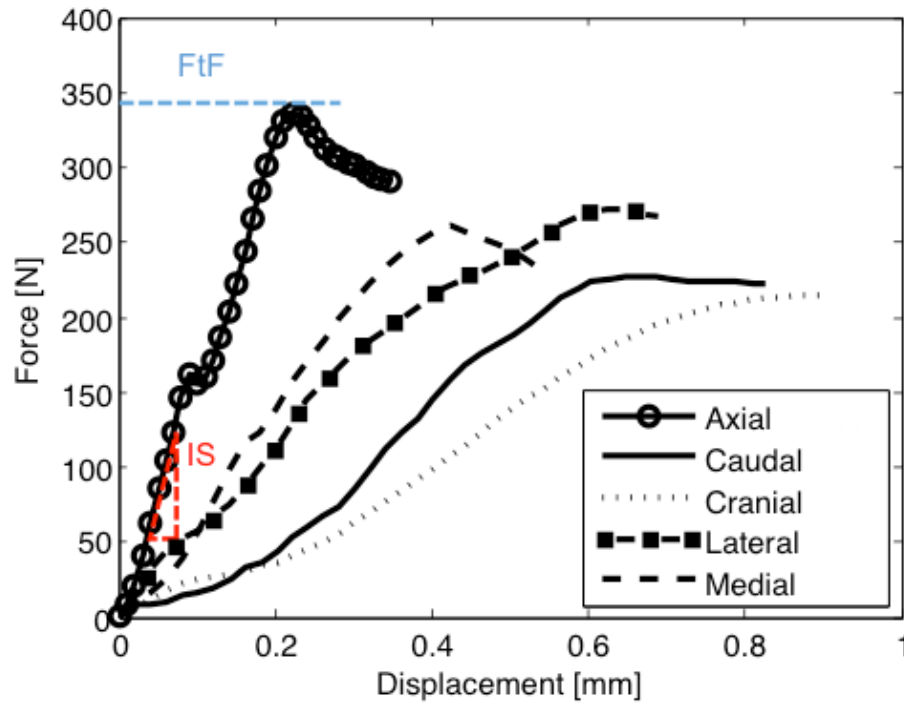


Figure 5-2 : Force-displacement (F-D) curves of axial and non-axial loadings of T8 with 50th cortical bone thickness, 5.5 mm screw diameter, unicortical (40 mm) engagement and small EPE. The initial stiffness (IS, ratio of force and displacement variation) and force to failure (FtF) are shown for the axial F-D curve.

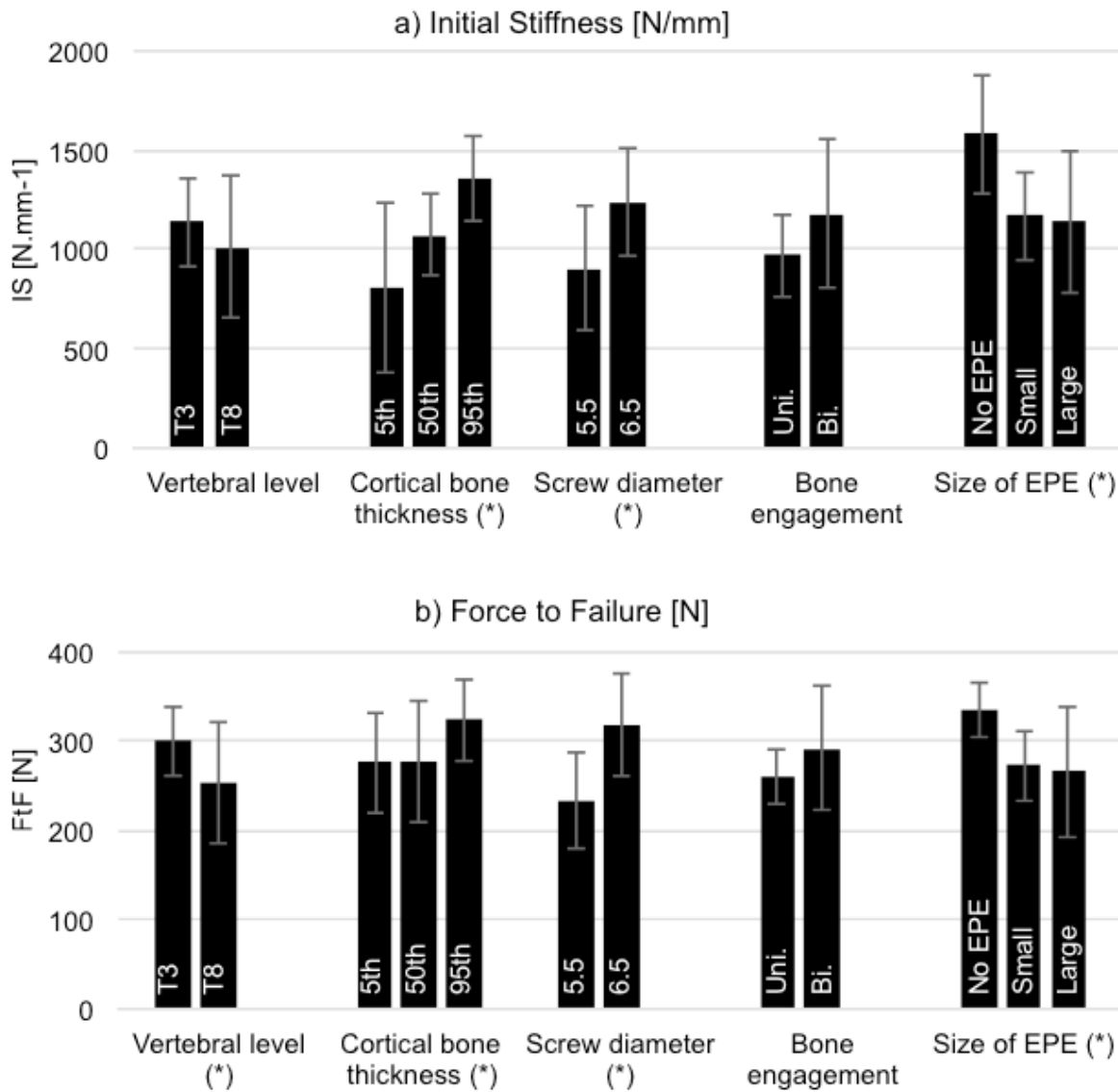


Figure 5-3 : Bar plot distribution of initial stiffness (a) and peak pullout force (b) for the five analyzed parameters in axial loading (mean $\pm \sigma$). Uni.: Unicortical; Bi.: Bicortical; EPE: Entry point enlargement; *: Statistical difference

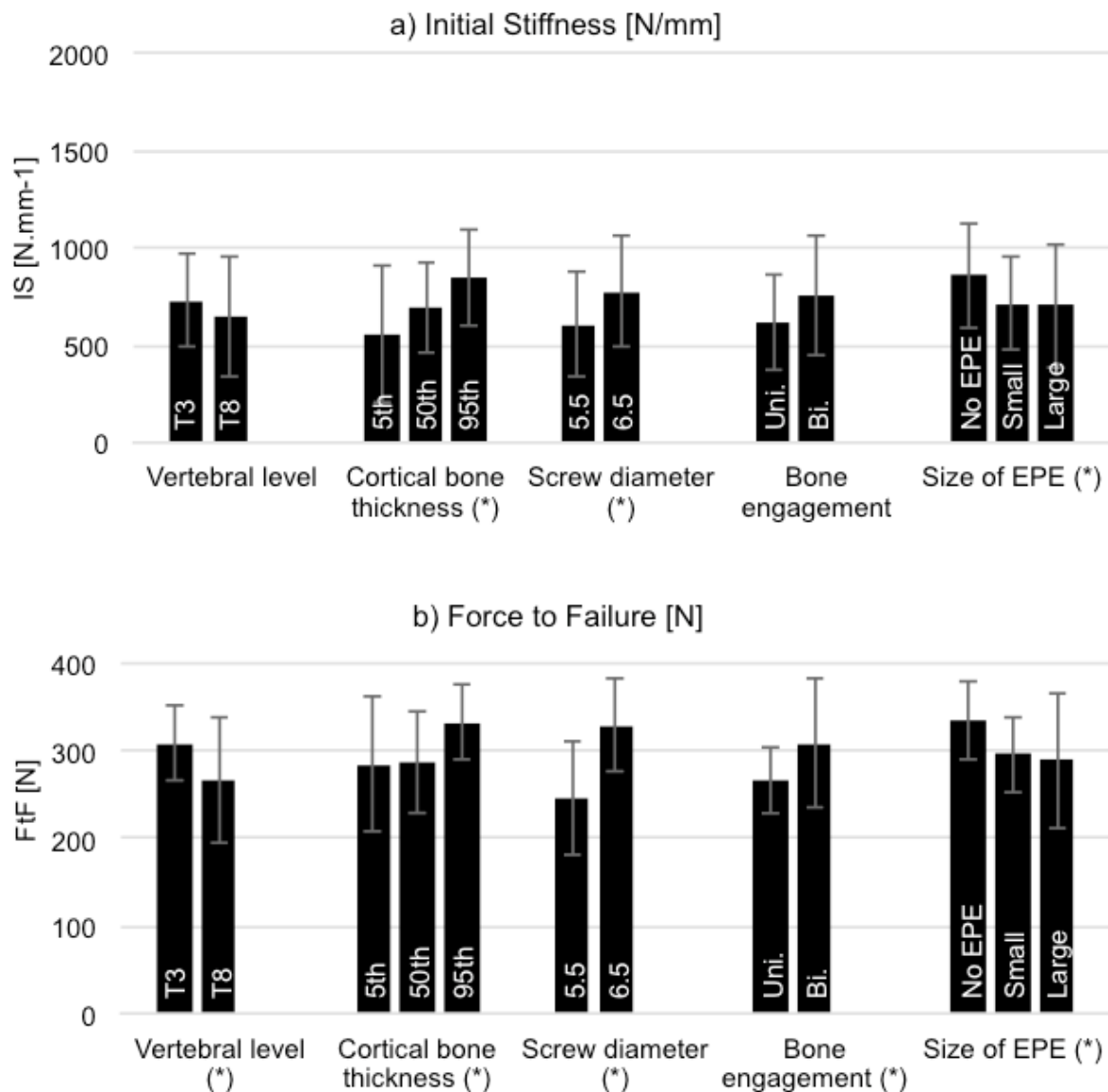


Figure 5-4 : Bar plot distribution of initial stiffness (a) and peak pullout force (b) for the five analyzed parameters in non-axial loading (mean $\pm$ σ). Uni.: Unicortical; Bi.: Bicortical; EPE: Entry point enlargement; *: Statistical difference

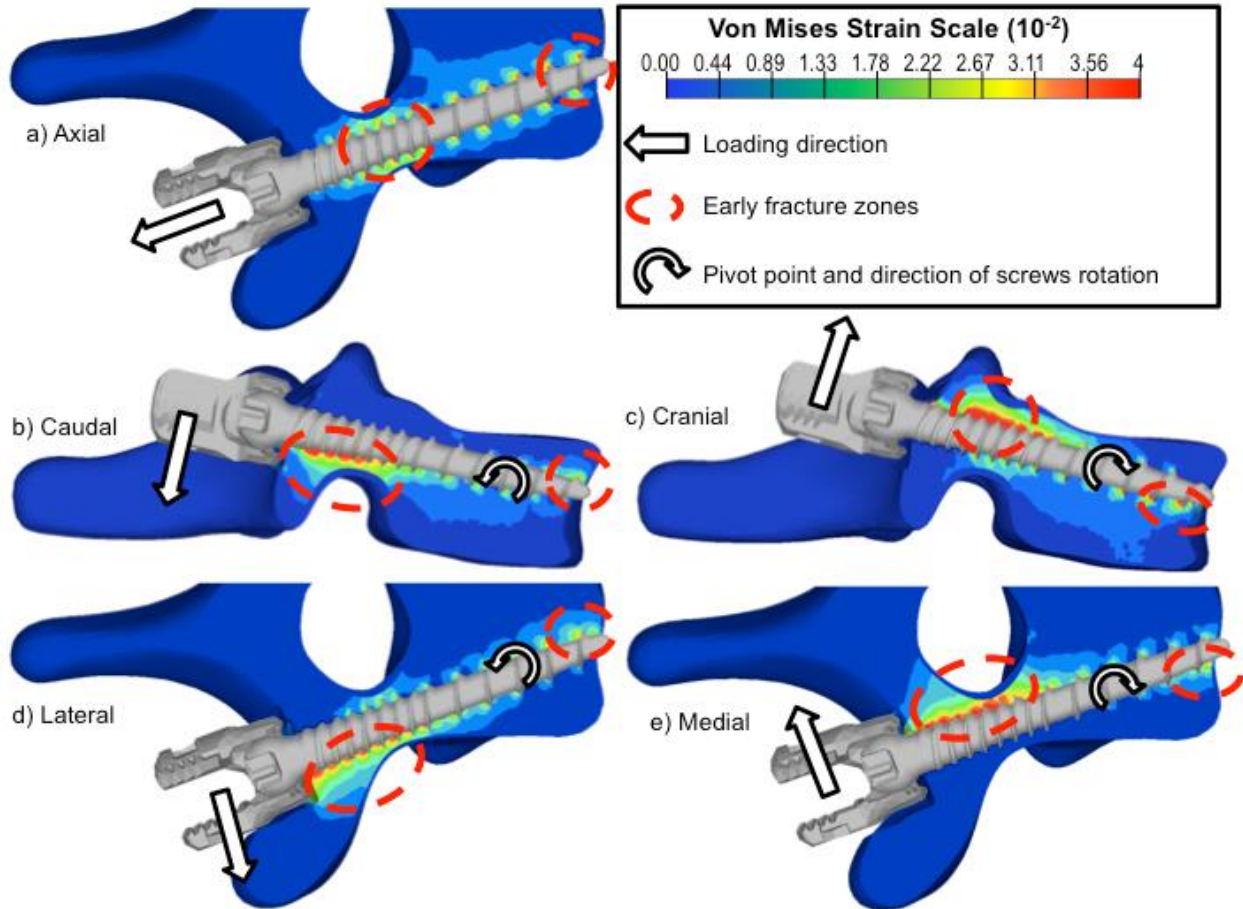


Figure 5-5 : Von Mises Strain distribution for the 5 loading directions (T3, 5th percentile cortical thickness, 5.5 mm diameter, 40 mm length screw with large (3 mm) entry point enlargement).

5.1.11 Tables

Tableau 5-1 : Three cortical bone thickness scenarios of different regions of the vertebra. (VB: Vertebral body, STP: Spinous and transverse processes, EP: Entry point, P_Sup: Superior pedicle wall, P_Inf: Inferior pedicle wall, P_Med: Medial pedicle wall, P_Lat: Lateral pedicle wall)

	VB	STP	EP	P_Up	P_Low	P_Med	P_Lat
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
T3 - 5th percentile	0.39	0.50	0.50	1.30	1.40	1.10	0.40
T3 - 50th percentile	0.59	0.70	0.70	2.00	1.80	1.40	0.50
T3 - 95th percentile	0.79	1.00	1.00	2.70	2.20	1.70	0.60
T8 - 5th percentile	0.41	0.50	0.50	1.40	1.00	0.80	0.40
T8 - 50th percentile	0.65	0.70	0.70	1.80	1.40	1.00	0.50
T8 - 95th percentile	0.89	1.00	1.00	2.20	1.80	1.20	0.60

Tableau 5-2 : Material properties of the cortical and trabecular bone used in the FEM [28]

Material properties	Cortical bone	Trabecular bone
Density (kg/mm³)	2.0E-06	2.0E-7
Young modulus, E (MPa)	2625	48.75
Poisson ratio, ν	0.3	0.25
Yield stress, a (MPa)	105	1.95
Hardening modulus, b (MPa)	875	16.3
Hardening exponent, n	1	1
Failure plastic strain, $\varepsilon_{\max}$	0.04	0.04

Tableau 5-3 : Range and average of initial stiffness and force to failure numerically obtained by loading directions

	Axial	Caudal	Cranial	Lateral	Medial
IS [N.mm⁻¹]	1702 - 3006	387 - 1017	268 - 779	451 - 1022	760 - 2654
min - max (average)	(2295)	(646)	(485)	(634)	(1298)
FtF [N]	213 - 595	201 - 477	218 - 466	222 - 439	223 - 863
min - max (average)	(310)	(291)	(321)	(327)	(345)

5.2 Effet de la qualité osseuse sur l'ancrage des vis pédiculaires thoraciques

5.2.1 Introduction

La section précédente (5.1) s'est intéressée à l'importance d'un paramètre spécifique au patient (épaisseur de l'os cortical (5^{ième}, 50^{ième} ou 95^{ième} percentile)), du niveau vertébral (T3 ou T8) et de paramètres liés aux choix chirurgicaux (diamètre des vis pédiculaires (5.5 ou 6.5 mm), profondeur d'insertion (unicorticale ou bicorticale) et taille de l'élargissement du point d'entrée (EPE) (os cortical intact, EPE minimal et EPE large)) sur l'ancrage des vis pédiculaires sous des chargements axiaux et non-axiaux. Dans le but de compléter l'analyse de l'ancrage de vis pédiculaires, cette partie vise à évaluer et comparer l'effet de la qualité osseuse (densité).

5.2.2 Méthodes

Le processus méthodologique (MEF, plan d'expérience dédié et méthodologie d'analyse) présenté dans l'article « Thoracic pedicle screw fixation under axial and perpendicular loadings: a numerical analysis » de la section 5.1 a été ici réutilisé.

Pour évaluer l'effet de la qualité osseuse, deux jeux de propriétés matériaux ont été utilisés pour simuler une condition normale et une condition ostéoporotique. Les propriétés normales proviennent d'une étude antérieure calibrée à partir de vertèbres cadavériques (Garo *et al.*, 2011). Les propriétés simulant une qualité osseuse de condition ostéoporotique ont été obtenues par une baisse de 20% de la densité osseuse (σ) de l'os cortical et trabéculaire à partir des propriétés considérées « normales » utilisées dans l'article de la section 5.1 (Riggs *et al.*, 1981, Adams, 2009). La relation mathématique de Keller (1994) a été utilisée pour déterminer le module de Young de l'os trabéculaire où une baisse de 20% de densité correspondait à une baisse de 35% du module de Young. Les relations mathématiques de Helgason *et al.* (2008), Dalstra *et al.* (1993), Keller (1994), Lotz *et al.* (1991) et Snyder *et al.* (1991) ont été utilisées pour déterminer le module de Young de l'os cortical où une baisse de 20% de densité correspondait à une baisse de 40% du module de Young (Tableau 5-4).

Tableau 5-4 : Propriétés mécaniques normales et estimation pour condition ostéoporotique.

Propriétés matériaux (densité osseuse)	Os cortical (normale)	Os trabéculaire (normale)	Os cortical (ostéoporotique)	Os trabéculaire (ostéoporotique)
Densité, σ [kg/mm ³]	2.00E-06	2.00E-07	1.60E-06	1.60E-07
Module de Young, E [MPa]	2625	48.75	1575	31.6875
Coefficient de poisson, ν	0.3	0.25	0.3	0.25
Limite élastique, a [MPa]	105	1.95	105	1.95
Module de durcissement, b [MPa]	875	16.3	875	16.3
Déformation à la rupture, $\epsilon_{\max}$	0.04	0.04	0.04	0.04

Les mêmes techniques de maillage, conditions d'encastrement et de chargement (axial et non-axiaux (crânial, caudal, latéral et médial)) que pour ceux de la section 5.1 ont été appliquées aux modèles. Suite aux simulations, les contraintes de Von Mises, les courbes de Force-Déplacement et indices mécaniques (raideur initiale et force à la rupture) ont été extraits pour l'analyse.

Le même plan d'expériences mixte de la section 5.1 (3 facteurs à 2 niveaux et 2 facteurs à 3 niveaux) a été augmenté par l'ajout d'un autre facteur (propriétés mécaniques osseuses) donnant un plan d'expérience à 6 facteurs pour un total de $2 \times 180 = 360$ simulations (les 180 simulations avec densité normale ont été faites dans le cadre de l'étude de la section 5.1). L'effet de la densité osseuse a été analysé par des tests de Student appariés sur les raideurs initiales et les forces à la rupture. Les effets des facteurs ont été comparés à l'aide des diagrammes de Pareto obtenus par l'analyse du plan d'expérience. En raison de l'aspect déterministe des simulations numériques, un seuil de significativité alpha inférieure à 0.01 a été choisi pour l'ensemble des analyses statistiques.

5.2.3 Résultats

Les courbes des cas ostéoporotique révèlent une baisse générale de 29% de la raideur initiale et 20% de la force à la rupture dans tous les cas de chargement (Figure 5-6). Dans les cas de chargements axiaux, les tests de Student appariés ont montré que des propriétés osseuses ostéoporotiques conduisaient à une baisse significative en moyenne de 29% de la raideur initiale et une baisse significative en moyenne de 19% de la force à l'arrachement (Figure 5-7). Dans les cas de chargement non-axiaux, les tests de Student appariés ont montré que des propriétés osseuses ostéoporotiques conduisaient à une baisse significative en moyenne de 28% de la raideur initiale et une baisse significative en moyenne de 23% de la force à l'arrachement (Figure 5-8).

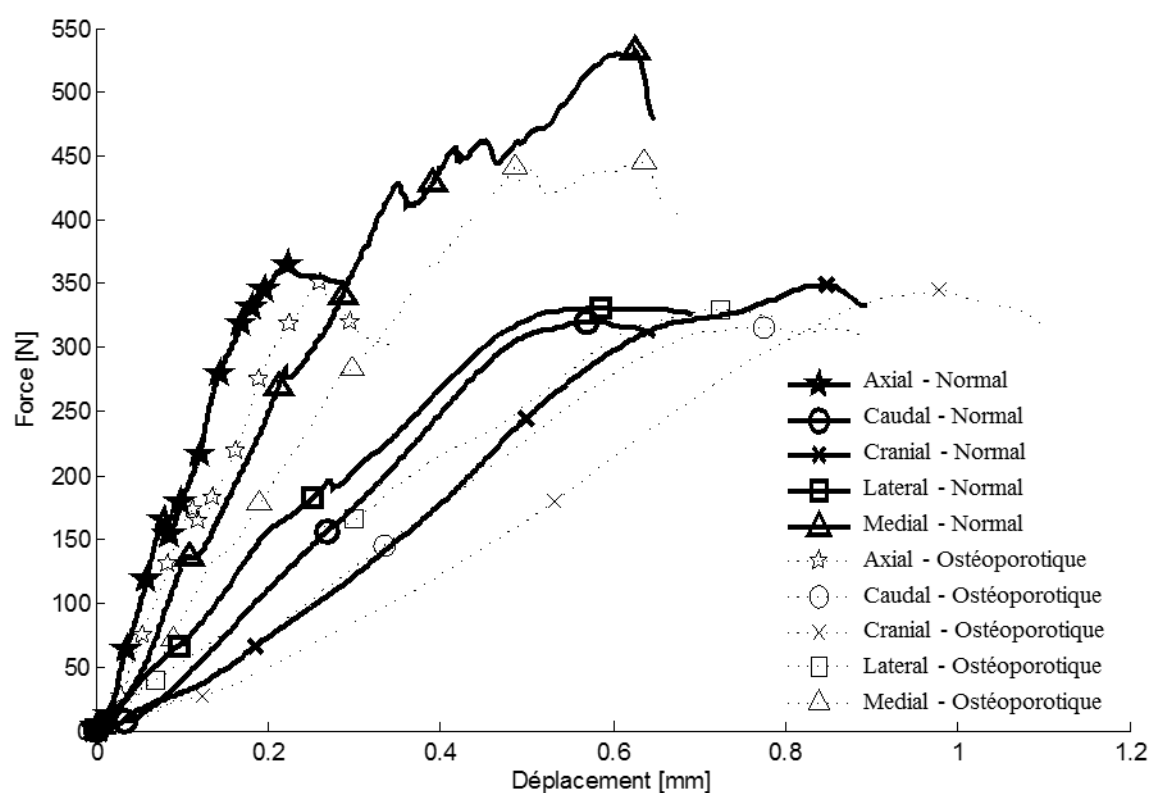


Figure 5-6 : Courbes de Force-Déplacement typique obtenu numériquement des 5 cas de chargement. Comparaison des comportements entre densité normale (courbes pleines) et densité ostéoporotique (courbes pointillées).

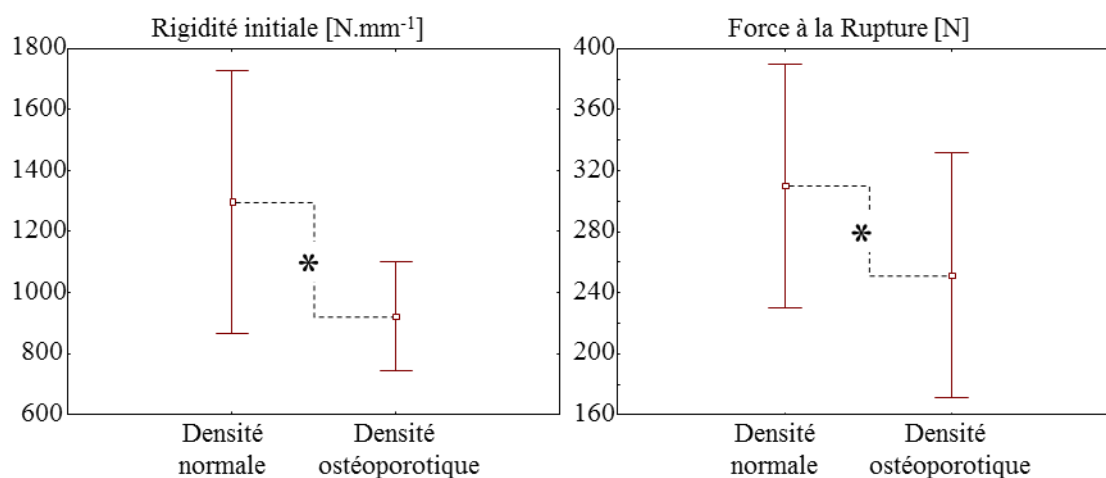


Figure 5-7 : Moyenne $\pm \sigma$ et comparaison par tests de Student appariés (* : différence significative ($p < 0.01$)) entre densité osseuse normale et ostéoporotique pour des chargements axiaux. Baisse de 29% en raideur initiale et de 19% en force à la rupture.

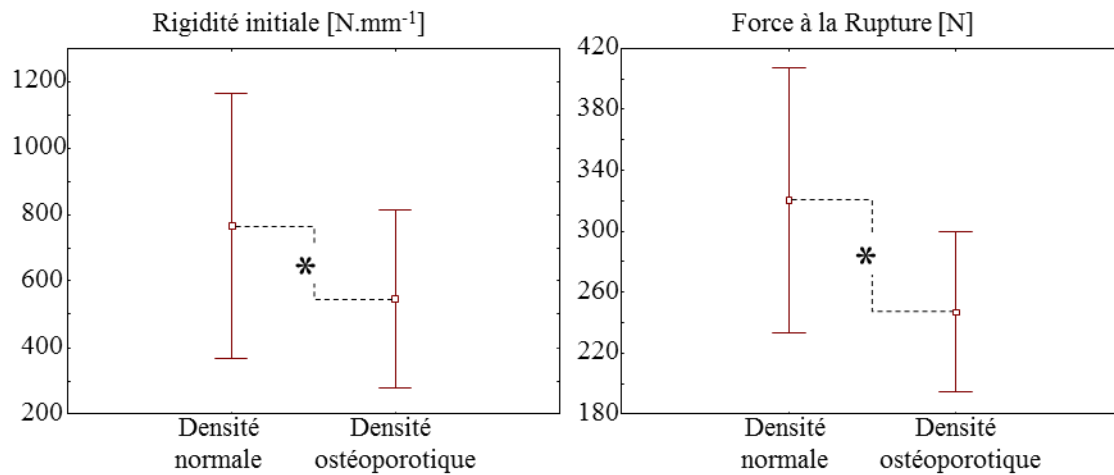


Figure 5-8 : Moyenne $\pm \sigma$ et comparaison par tests de Student appariés (* : différence significative ($p < 0.01$)) entre densité osseuse normale et ostéoporotique pour des chargements non axiaux.

Baisse de 28% en raideur initiale et de 23% en force à la rupture.

L'analyse des diagrammes de Pareto dans les cas de chargements axiaux montre que la densité osseuse est un facteur significatif pour la raideur initiale et force à la rupture. Pour la raideur initiale, l'épaisseur de l'os cortical est un facteur ayant plus d'effet que la densité osseuse (avec les niveaux de densité choisis) (Figure 5-9). Dans les cas de chargements non-axiaux, la densité osseuse est un facteur significatif pour la raideur initiale et la force à la rupture (Figure 5-10). De manière générale, la qualité osseuse, représentée par la densité osseuse et l'épaisseur de l'os cortical, a un effet significatif et prédominant sur la raideur initiale dans les cas de chargements axiaux et non-axiaux.

Dans les cas de chargements axiaux, les effets de l'élargissement du point d'entrée supplémentaire (EPE) n'étaient plus significatifs sur la raideur initiale avec des propriétés matériaux osseuses ostéoporotique. Les effets des autres paramètres (épaisseur de l'os cortical et niveau vertébral, diamètre des vis pédiculaires, de la profondeur d'insertion et taille de l'élargissement du point d'entrée) dans les cas de chargements axiaux et non-axiaux avec la densité plus basse sont semblables aux cas de simulations avec les propriétés matériaux « normales » effectués dans la section 5.1. Les effets quadratiques des facteurs à trois niveaux

(taille du EPE et l'épaisseur de l'os cortical) sont également les mêmes que ceux décrits dans la section 5.1.

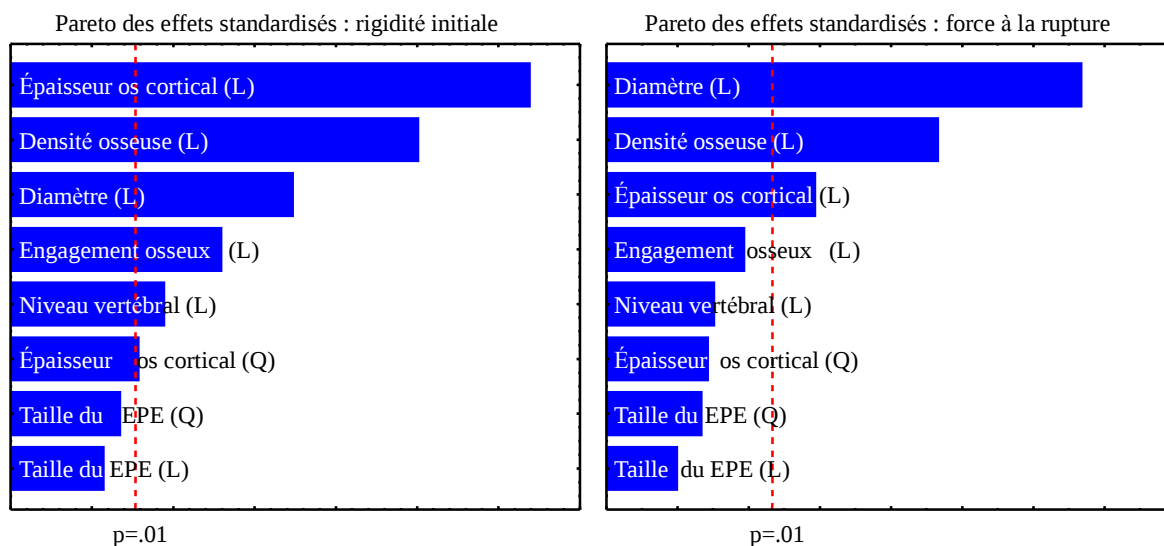


Figure 5-9 : Diagrammes de Pareto du plan d'expériences des chargements axiaux pour raideur initiale (gauche) et force à la rupture (droite)

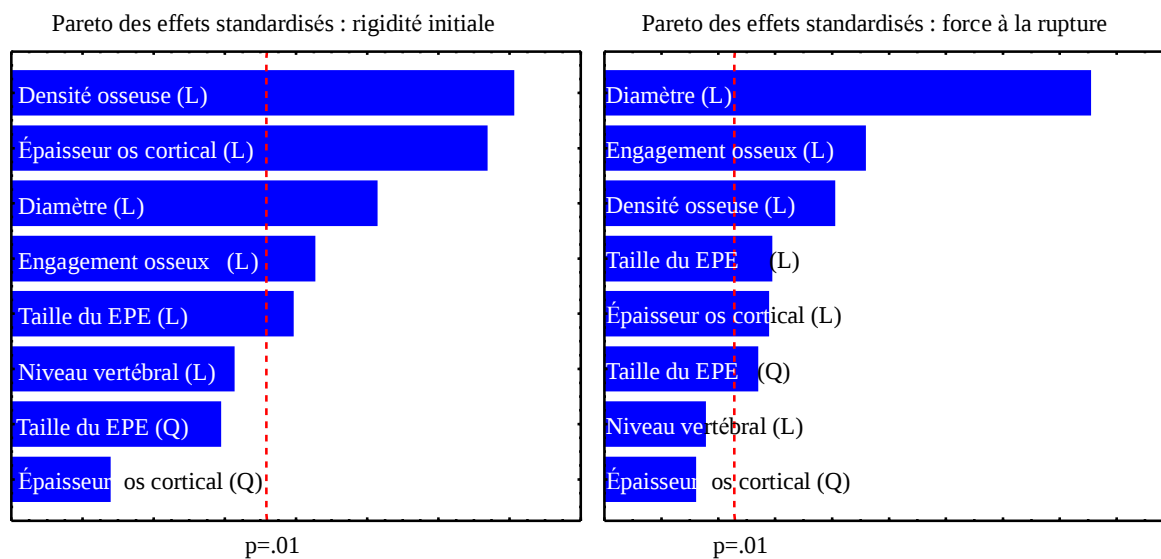


Figure 5-10 : Diagrammes de Pareto des plans d'expériences des chargements non-axiaux pour raideur initiale (gauche) et force à la rupture (droite)

L'observation des champs de contraintes et des zones de fractures osseuses montre que le comportement des vis dans des vertèbres à densité osseuse ostéoporotique est semblable à celle des vertèbres à densité osseuse normale. Les zones de concentration de contraintes se trouvent dans les mêmes régions et les modes de rupture sont semblables (Figure 5-11).

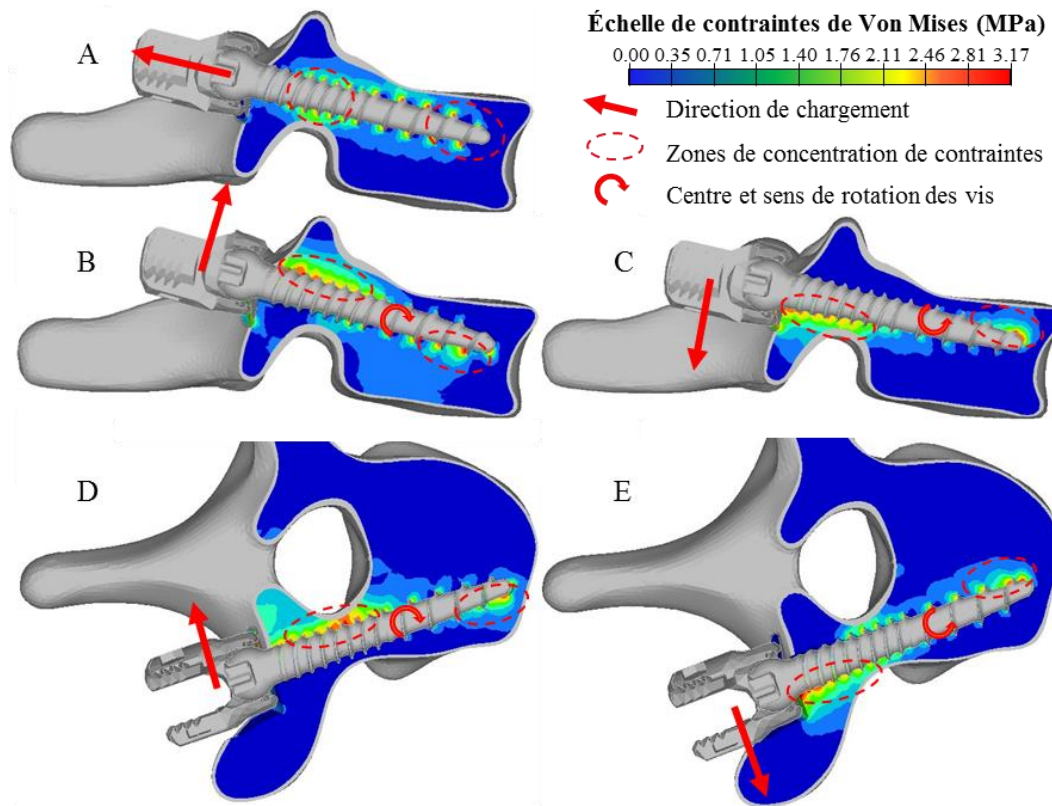


Figure 5-11 : Contraintes de Von Mises du l'os trabéculaire (A : chargement axial, B : Caudal, C : Crânial, D : Médial, E : Latéral).

La discussion et conclusion de cette partie se trouvent dans les sections de discussion générale et conclusion de la thèse.

CHAPITRE 6 ANALYSE DES PRÉCONTRAINTES DANS L'OS LORS DE L'INSERTION D'UNE VIS DANS UN PRÉ-TARAUDAGE DE DIAMÈTRE INFÉRIEUR

6.1 Introduction

Ce chapitre est un complément issu des questions qui ont été soulevées lors du doctorat et qui viennent compléter les autres objectifs initialement définis.

Le taraudage est une étape importante lors de l'insertion des vis pédiculaires et semble contribuer à l'amélioration de l'ancrage des vis pédiculaires. Le phénomène de compaction et fracture osseuse locale tout comme les contraintes générées par les filets sont très peu documentés de même que les modifications potentielles sur la structure du pédicule. Expérimentalement, la visualisation interne par imagerie de la compaction osseuse est possible mais reste complexe et couteuse à mettre en place (Mueller *et al.*, 2009). Le seul protocole proposé pour évaluer les effets de l'insertion de vis pédiculaires dans des vertèbres cadavériques humaines ne mesure que l'expansion extérieure du pédicule (Inceoglu *et al.*, 2007). Fakhouri *et al.* (2009) ont proposé un protocole pour mesurer les contraintes générées lors de l'insertion de vis pédiculaire dans des blocs de résine époxy par photoélasticité. Cette méthode permet ainsi de visualiser le champ de contrainte généré lors de l'insertion et les effets géométriques des vis pédiculaires mais reste néanmoins limitée car le bloc de matériaux ne représentent pas les propriétés des matériaux osseuse ni la morphologie complexe des vertèbres. Cette analyse complémentaire a pour objectif de poser les bases d'une première analyse des effets probables de l'insertion d'une vis dans un pré-trou taraudé de diamètre inférieur ainsi que les impacts potentiels sur les subséquents risques de rupture osseuse par modélisation numérique.

6.2 Méthodes

Deux types de simulations ont été effectués pour modéliser les phénomènes de compaction, contraintes générées et fractures locales lors de l'insertion d'une vis pédiculaire. La première simulation vise à représenter explicitement l'insertion par rotation de vis et analyser l'effet de

fractures et compaction tout au long de la mise en place de la vis. Le second type de simulation vise à schématiser l'effet de la compaction par une expansion radiale (virtuelle) d'une vis préalablement insérée dans un taraudage d'un diamètre inférieur. Les deux types de simulation ont été réalisés avec la même géométrie de vertèbre lombaire L3. Le pédicule instrumenté faisait 11 mm de largeur et 13 mm de hauteur. La même trajectoire d'insertion (« Straight Ahead ») a été suivie pour les deux types de simulation (Dhawan *et al.*, 2008).

La première simulation d'insertion a été effectuée en plaçant une vis cylindrique à filet simple de diamètre 6.5 mm et de longueur 40 mm dans un pré-trou préalablement taraudé par une première opération booléenne d'un diamètre de 5.5 mm. Puis, les 4 premiers filets de la vis ont été insérés dans le pédicule par une seconde opération booléenne afin d'amorcer l'insertion. Il est à noter que la pointe de vis présentait une flute de taraudage. Un élargissement du point d'entrée a été accompli en enlevant de l'os cortical et trabéculaire afin d'obtenir une profondeur d'insertion de la tête de vis adéquate en fin de vissage. Les plateaux supérieur et inférieur du corps vertébral ont été cinématiquement bloqués pour simuler un encastrement de la vertèbre. Un moment constant de 500N.mm a été appliqué à la vis dans l'axe principal de la vis et dans le sens d'insertion (Figure 6-1).

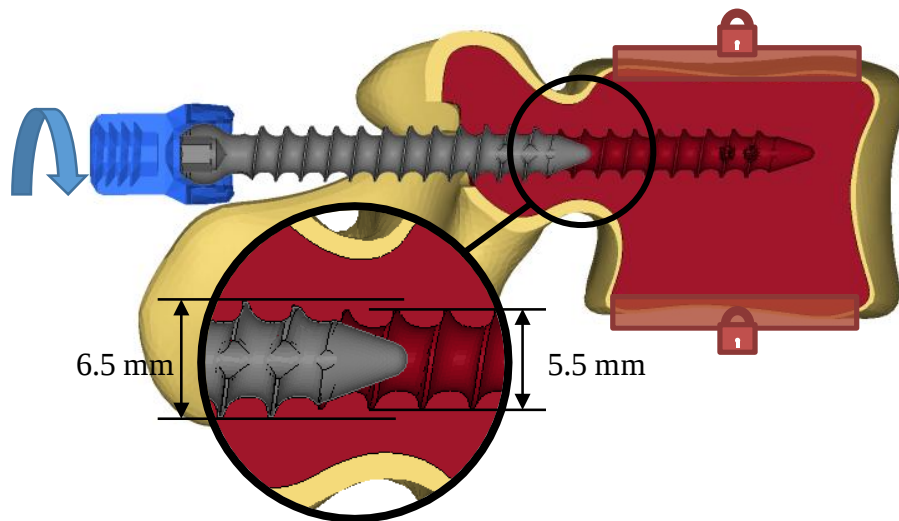


Figure 6-1 : Modèle et conditions aux limites pour la simulation d'insertion de vis.

Le second type de simulation de précontraintes a été effectué en plaçant 3 vis différentes dans une vertèbre par opération booléenne (vis cylindrique à filets simples de diamètre 6.5 mm et

longueur 40 mm, vis cylindrique à filets simples de diamètre 8.5 mm et longueur 50 mm et vis conique à filets doubles de diamètre 6.5 mm et longueur 40 mm). Un élargissement du point d'entrée a été accompli en enlevant de l'os cortical et trabéculaire afin d'obtenir une profondeur d'insertion de la tête de vis adéquate. Les plateaux supérieur et inférieur du corps vertébral ont été cinématiquement bloqués pour simuler un encastrement de la vertèbre. Un déplacement imposé radial de 0.5 mm a été appliqué à tous les nœuds de la vis pour obtenir une expansion vers une vis de 1 mm de diamètre supérieur qu'initialement donnant des vis de 7.5 mm ou 9.5 mm en fin de simulation. Bien que des vis de 9.5 mm de diamètres soient peu réalistes, le diamètre final reste néanmoins plus petit que la largeur minimale du pédicule du modèle (11 mm) (Figure 6-2).

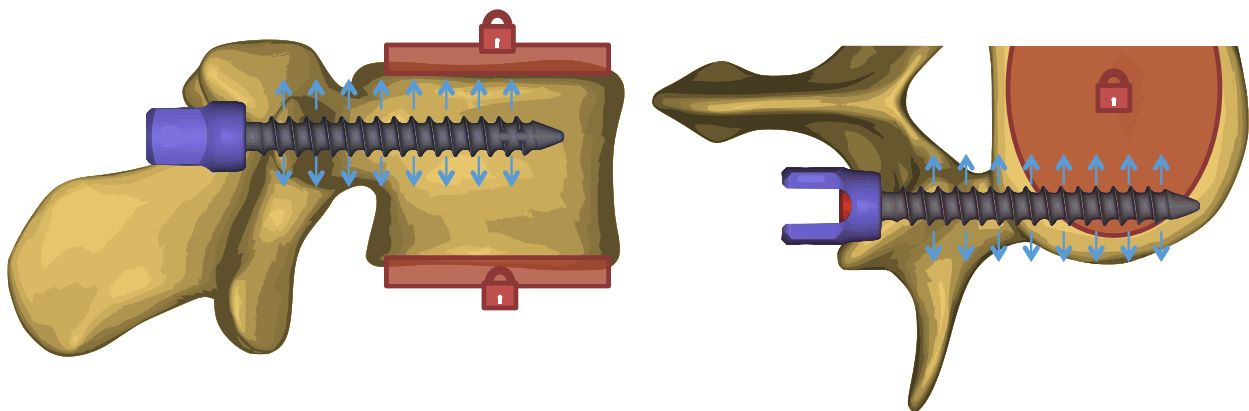


Figure 6-2 : Modèle et conditions aux limites pour la simulation d'expansion radiale nodale de 0.5 mm

Pour les deux types de simulations, les zones osseuses corticales et trabéculaires en périphérie de la vis ont été maillées avec des éléments tétraédriques de taille caractéristique d'environ 0.3 mm. Les régions plus lointaines et ayant moins d'intérêt pour la simulation ont été maillées avec des éléments tétraédriques de taille caractéristique d'environ 1 mm. La vis a été maillée avec des éléments triangulaires de taille caractéristique d'environ 0.3 mm. Les propriétés matériaux de l'os sont basées sur un modèle bilinéaire isotrope élastoplastique de Johnson-Cook simulant la fracture osseuse par suppression d'élément par déformation limite (Garo *et al.*, 2011). Les mêmes jeux de propriétés d'os trabéculaire et cortical que la section 3.1 ont été utilisés. La vis a été

considérée comme un corps rigide de par le fort gradient de propriétés et de rigidité entre son matériau et celles des structures osseuses. Une interface de contact de type nœud-surface avec prise en compte de la friction de type Coulomb (fixé à 0.2) a été appliquée entre la vis et les structures osseuses avec une séparation initiale de 0.05 mm (Bianco *et al.*, 2014). La rigidité de l'interface a été déterminée comme le minimum entre la rigidité des matériaux en contact conduisant à celle de l'os trabéculaire. Ce choix de modélisation influençait marginalement les résultats mais permettait d'augmenter le pas de temps et ainsi réduire le temps de calcul d'un tiers. Les simulations ont été réalisées en utilisant le solveur explicite RADIOSS v12.0 avec un schéma de relaxation cinétique, permettant d'effectuer une analyse quasi-statique. Les champs de contraintes et de déformation ont été mesurés dans les structures osseuses (trabéculaire et corticale) pour les deux types de simulations.

6.3 Résultats

6.3.1 Simulation d'insertion

L'analyse des champs de contraintes de Von Mises lors de la simulation d'insertion a permis de disposer d'une première évaluation des phénomènes physiques qui se produisent à l'interface os-implant lors de l'insertion (Figure 6-3). Les vecteurs des forces de contact appliquées aux nœuds de l'os trabéculaire de la Figure 6-4 permettent de visualiser les directions de compaction osseuse et notamment les effets d'appui sur les premiers filets en prise. Les forces de contact les plus importantes (2.54 N par nœud) se trouvent dans la région autour de la pointe de vis.

Le front de contrainte et le profil de fractures osseuses (éléments ayant dépassés la contrainte de Von Mises limite de rupture de 3.17 MPa, définie dans les propriétés matériaux) avancent avec l'insertion de la vis (Figure 6-3). Les zones osseuses en contact avec la tête de vis subissent des contraintes en compression par le passage d'un corps plus gros et de cisaillement par effet du passage de la flute de taraudage et de la friction avec la vis. Des zones de forte contrainte (>3MPa, à l'échelle de l'élément) se situent également dans les premiers filets en prise dans l'os trabéculaire. Ces zones subissent des contraintes en compression (contrainte principale en compression de 4.26 MPa) par effet d'appui de la vis de par la rotation et des contraintes de cisaillement par effet de friction avec la vis (1.8 MPa). L'état final laissé par la vis (Figure 6-5)

montre l'empreinte à la fin de l'insertion de la vis et l'état de contraintes suite à la suppression des éléments. Les éléments restant en contact avec la vis, en particulier se trouvant dans les racines des filets montrent un niveau de contraintes de Von Mises pouvant atteindre 2 MPa.

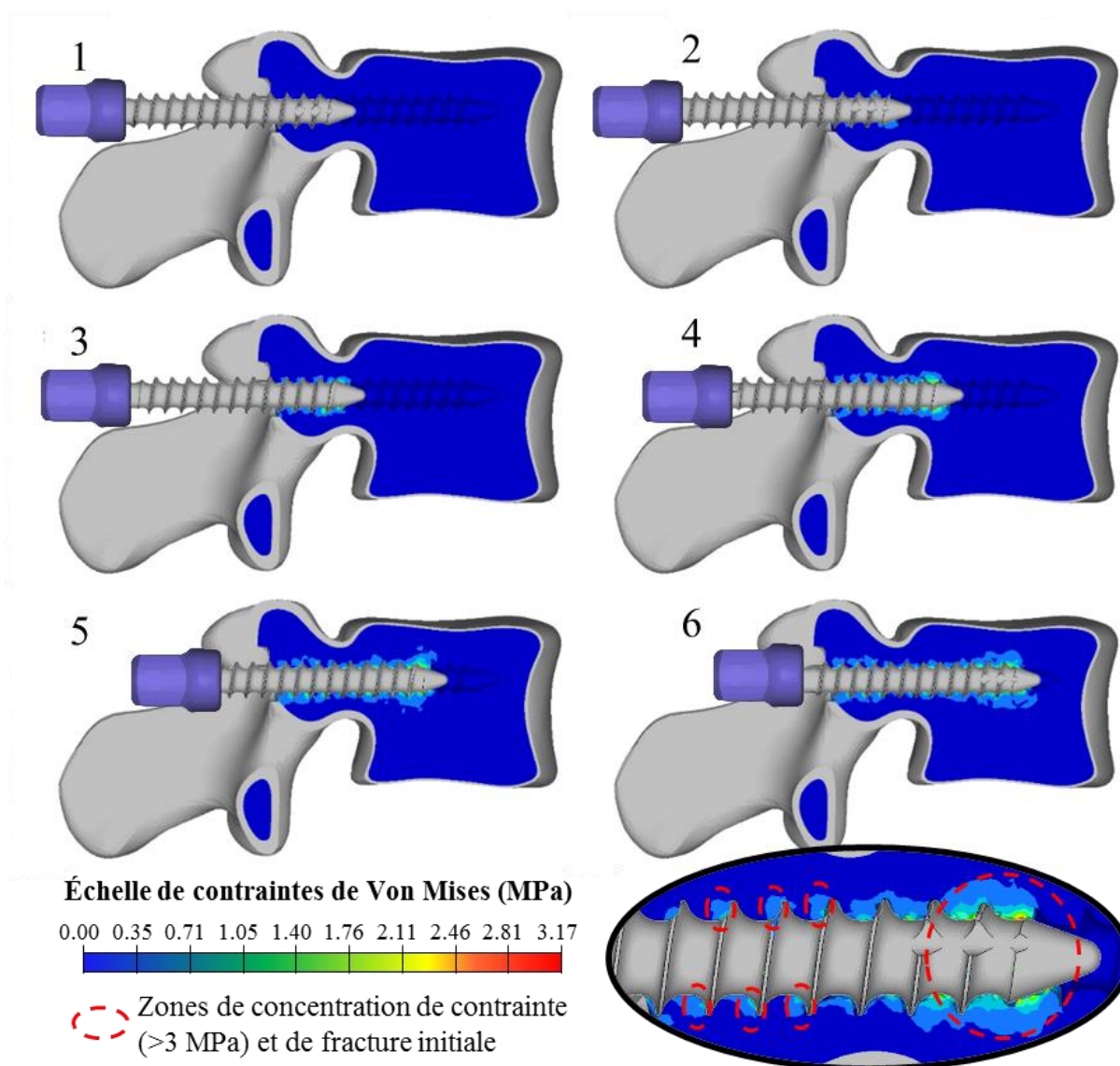


Figure 6-3 : Chronologie et champs de contraintes de Von Mises lors de la simulation d'insertion de vis

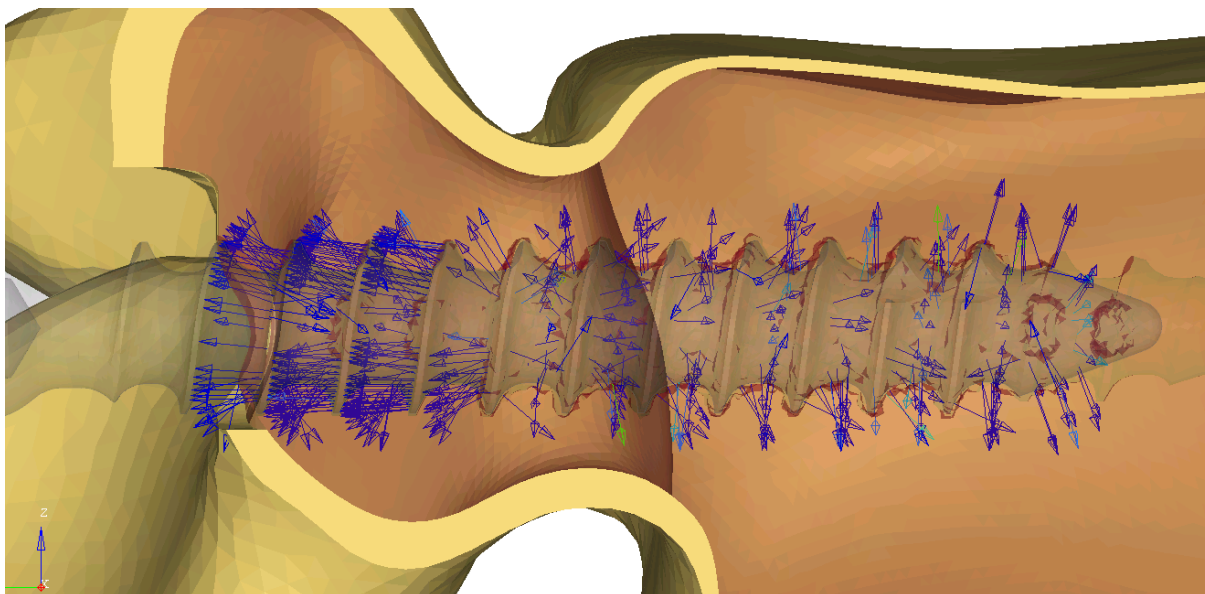


Figure 6-4 : Direction des forces de contact appliquées aux nœuds de l'os trabéculaire (la visualisation ne montre pas les valeurs de force) lors de l'insertion de vis.

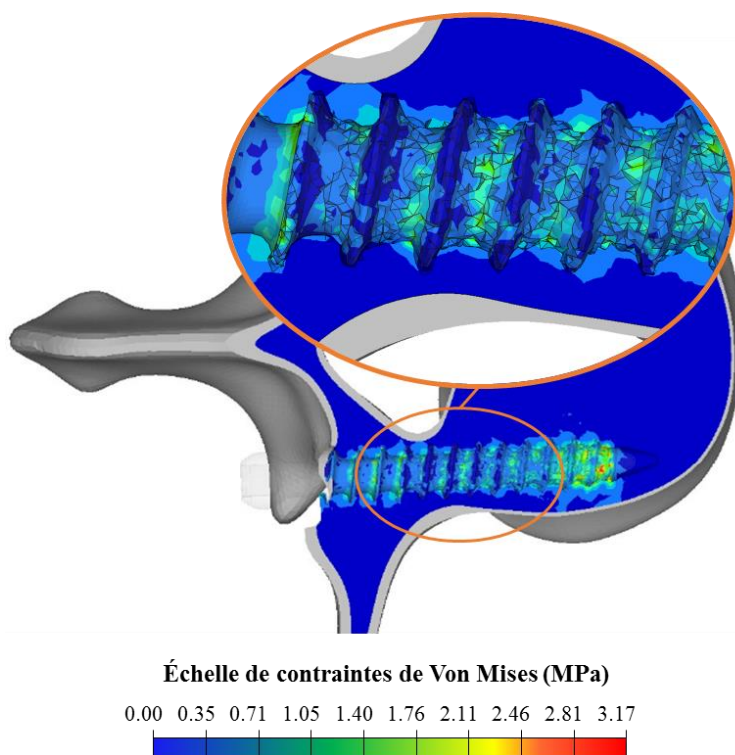


Figure 6-5 : État final de la simulation d'insertion et trace laissée par la vis en fin d'insertion

La mesure du couple résultant d'insertion (couple dans l'axe de rotation de la vis) donne une courbe cyclique croissant avec une augmentation progressive du couple et représentant les vagues de fractures osseuses successives et avec un maximum à 852 N.mm en fin d'enfoncement de la vis (Figure 6-6).

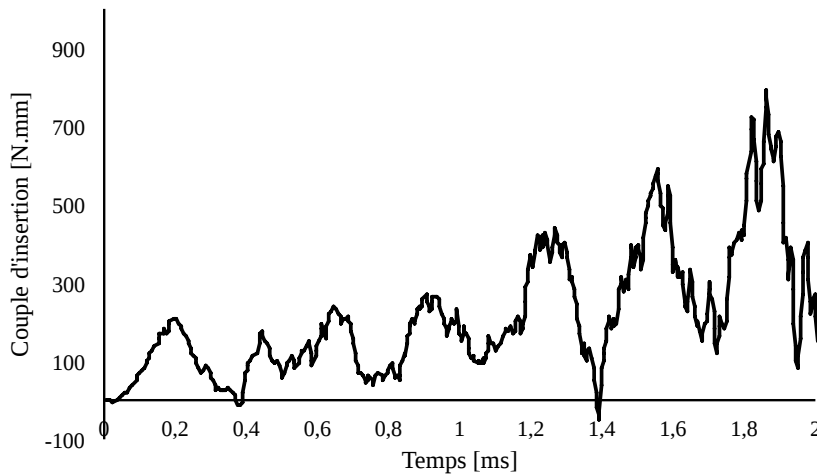


Figure 6-6 : Couple d'insertion résultant mesuré lors de l'enfoncement de la vis par rotation.

Lors de l'insertion de la vis, le canal pédiculaire a gonflé sans montrer de fracture d'os cortical. La déformation de la paroi médiale a montré un maximum autour de $7.0E-04$ alors que la déformation de la paroi latérale atteint des déformations jusqu'à $1.6E-03$ (Figure 6-7). L'analyse des déformations permet également de montrer que les zones de déformation maximale se trouvent sur la paroi latérale du corps vertébral atteignant un niveau de déformation de $1.35E-01$.

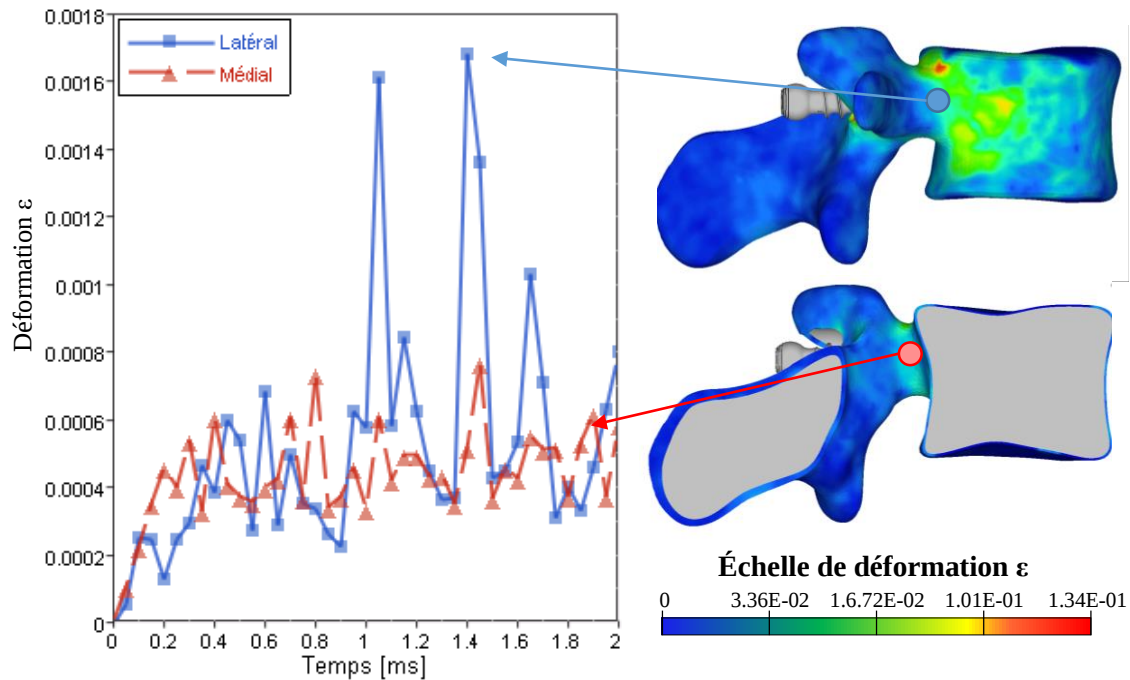


Figure 6-7 : Mesure de la déformation dans la zone pédiculaire sur les murs du cortex latéral et médial.

6.3.2 Simulations d'expansion radiale

Les champs de contraintes de Von Mises obtenus par simulation d'expansion radiale ont permis de mettre en évidence des zones de fortes contraintes dans l'os trabéculaire tout autour du corps de la vis, et particulièrement autour de la pointe de vis et dans les zones entre les crêtes de filets (Figure 6-8). De manière générale, les forts niveaux de contraintes (> 3 MPa) se trouvaient autour de la pointe de vis avec des zones de fractures osseuses (éléments dépassant la contrainte de Von Mises maximale de 3.17 MPa, définie dans les propriétés matériaux). Des franges de contraintes se formaient le long du corps de la vis avec des zones à plus forts niveaux (autour de 2.5 MPa) dans les racines de filetage (entre les filets de la vis).

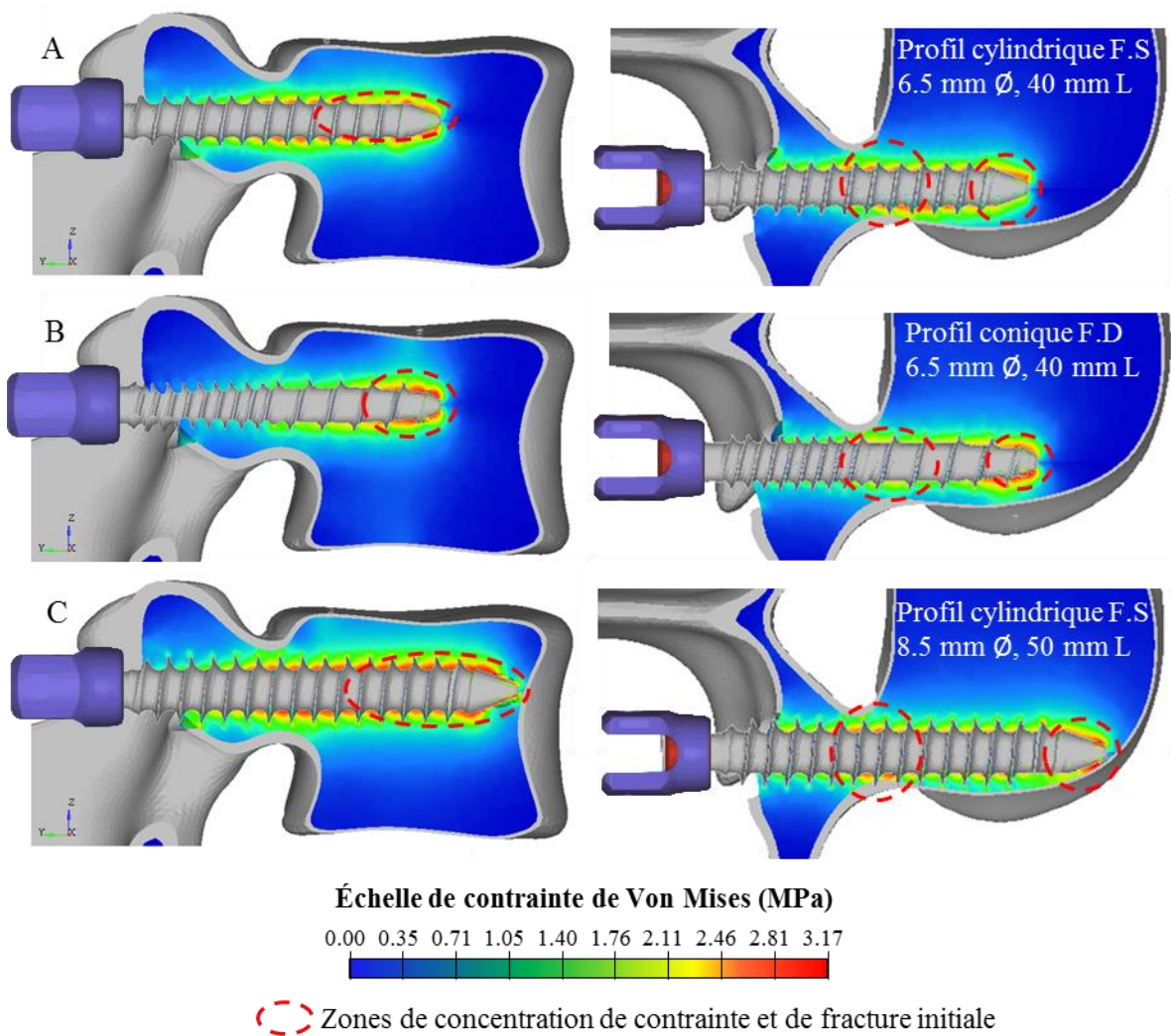


Figure 6-8 : Contraintes de Von Mises dues à une expansion radiale de 0.5 mm. F.D : Filet double, F.S : Filet Simple, Ø : Diamètre, L : Longueur.

La comparaison des champs de contraintes selon les différents types de vis (filet simple cylindrique ou double conique) et la taille a également permis de mettre en exergue l'effet de la taille et la forme des vis sur les contraintes générées. La distribution des contraintes générées par les vis à filet simple à base cylindrique était plus homogène et répartie sur les 2 tiers proximaux le long du corps de la vis alors que celle générée par la vis à filet double à base conique était principalement répartie sur le tiers proximal seulement. Des zones de fractures osseuses précoces étaient visibles dans la zone autour de la pointe de vis de la vis conique (Figure 6-8.B) et cylindrique de diamètre 8.5 mm (Figure 6-8.C). La vue en coupe transverse de la Figure 6-8 fait ressortir des zones de concentration de contraintes se trouvant dans la zone de l'isthme

pédiculaire. Les effets de relaxations ont été négligés puisque la simulation a été effectuée en quasi-statique.

La comparaison des deux vis de même modèle mais de dimensions différentes (Figure 6-8.A et Figure 6-8.C) montre que l'utilisation d'une vis de diamètre et longueur plus grande génère un niveau de contraintes plus important en pointe de vis et dans la zone de l'isthme pédiculaire accompagné de micro-ruptures osseuses en pointe de vis.

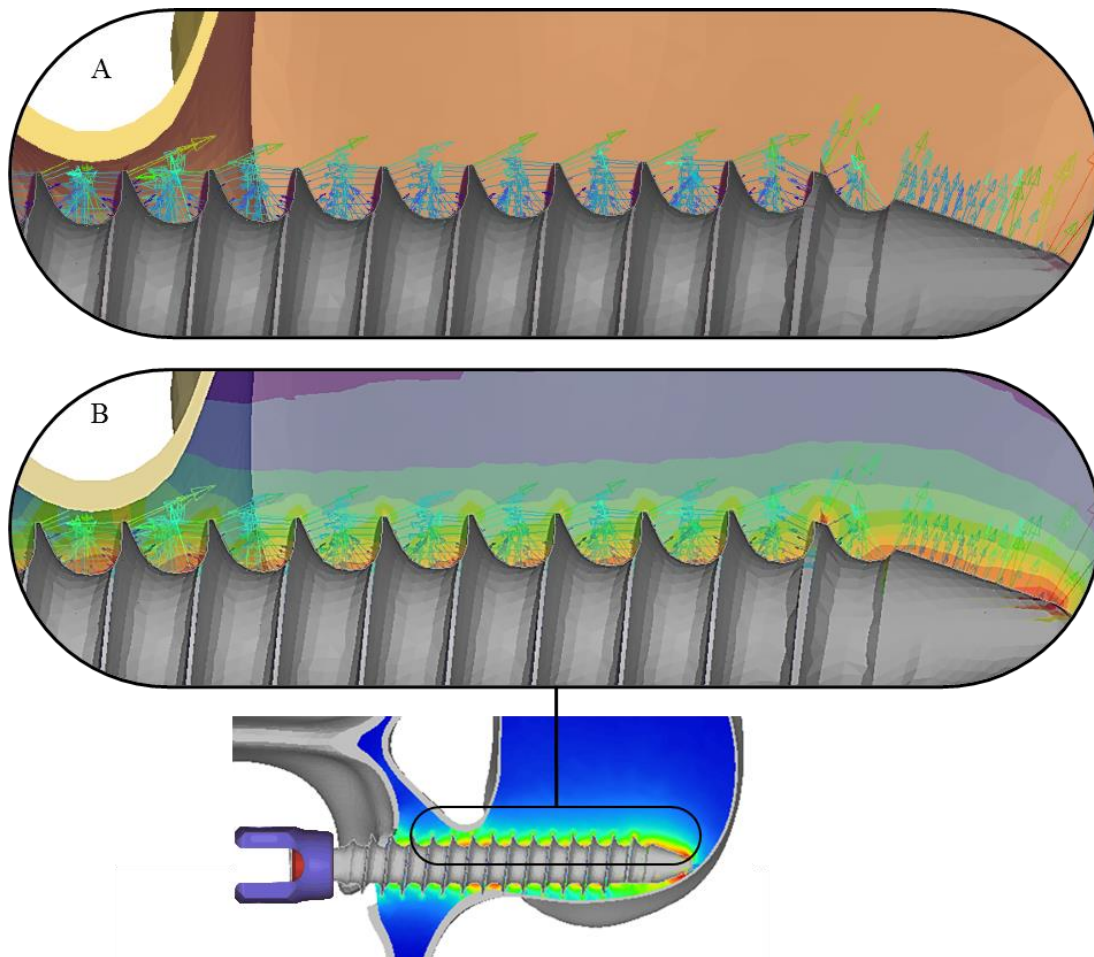


Figure 6-9 : Agrandissement de la zone osseuse médiale en vue transverse d'une vis à profil cylindrique, filet simple, diamètre de 8.5 mm et longueur de 50 mm. La vue A représente les forces de contact s'appliquant à l'os trabéculaire et la vue B représente une superposition des forces de contact et contraintes de Von Mises générées.

La visualisation des directions des forces de contact sur l'os trabéculaire et les contraintes principales met en évidence que les structures osseuses subissent principalement de la compression normale à la surface de la vis (Figure 6-9). Les zones en pointe de filet représentent de fortes discontinuités géométriques et montrent des forces de contact en directions opposées favorisant l'ouverture de fissure de fracturation.

La discussion et conclusion de cette partie se trouvera dans les sections de discussion générale et conclusion du manuscrit.

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce travail de recherche visait à modéliser et analyser le comportement biomécanique de l'interface os-vis pédiculaire sous différents modes de chargement afin d'orienter le choix et le positionnement optimal des vis pour réduire les pertes de fixation lors des manœuvres chirurgicales. Afin de répondre à la question de recherche, une approche combinant un volet expérimental et la modélisation numérique a été adoptée. Cette discussion vise à interpréter les résultats ainsi que discuter la méthodologie afin de définir le domaine de validité des résultats, puis de dégager des recommandations cliniques et industrielles à partir des résultats obtenus.

7.1 Interprétation des résultats et recommandations

Le but de ce projet de recherche est de déterminer les choix de design et dimensions de vis, ainsi que les stratégies de placement pour réduire les risques de déchaussement de vis lors des manœuvres chirurgicales. Un ensemble de 10 paramètres, soit liés à la qualité osseuse (épaisseur de l'os cortical, densité osseuse) et à la morphologie des vertèbres (niveau vertébral thoracique : T3 vs T8), soit liés à des choix préopératoires (design de filet, diamètre de vis, longueur de vis, engagement osseux, quantité d'os cortical rongé à l'insertion, trajectoire d'insertion / angle d'insertion, direction de chargement) ont été étudiés afin de faire ressortir des recommandations générales.

Le diamètre de vis était le paramètre le plus influent sur l'ancrage des vis dans les cas de chargements axiaux et non-axiaux. Les effets du diamètre ont été plus importants que la longueur des vis ou même la profondeur d'engagement osseux des vis (unicortical ou bicortical). Le diamètre est directement lié à la hauteur et taille des filets, et donc à la surface en contact avec l'os, ce qui conduit à un meilleur ancrage. D'un point de vue strictement mécanique, le choix d'une vis pédiculaire d'un diamètre remplissant le plus le pédicule sans perforation majeure de la paroi corticale est conseillé afin de maximiser son ancrage. Cliniquement, Upendra *et al.* (2008) rapportent qu'une perforation inférieure à 2 mm reste acceptable et ne cause pas de dommage neurologique grave.

La longueur de la vis avait un effet significatif sur l'ancrage biomécanique lors de chargements axiaux, mais cet effet était moindre que celui du diamètre de la vis. De plus, le choix d'une vis plus longue pour obtenir un engagement osseux bicortical a montré une augmentation de la raideur initiale sous chargements axiaux grâce à l'augmentation de la surface de contact et le nombre de filets en prise dans l'os. Il est à noter que la longueur des vis aura un effet si les vertèbres ont une qualité osseuse suffisante (Wittenberg *et al.*, 1991, Santoni *et al.*, 2009, Mehta *et al.*, 2012). Les vertèbres très ostéoporotiques présentent une faible densité osseuse dans les pédicules et parfois des cavités dans l'os trabéculaire dans le corps vertébral et causant ainsi une fixation quasi nulle après le pédicule. Lors de chargements non-axiaux, comparées aux vis unicorticales, les vis bicorticales ont fourni un meilleur ancrage et ont permis de réduire le tassement osseux autour de la vis grâce au contact avec l'os cortical sur la partie antérieure du corps vertébral. Cette stratégie d'insertion contribue à un meilleur ancrage pour les forces transversales, qui sont fréquentes avec les manœuvres contemporaines (Salmingo *et al.*, 2012, Theruvath *et al.*, 2012, Wang *et al.*, 2012). Cependant, l'anatomie vasculaire adjacente est importante à prendre en considération puisque l'aorte est accolée à la partie antérieure de la colonne vertébrale de T3 à la région lombaire (Wagner *et al.*, 2011), et pourrait être placée à risque principalement pour les vis placées dans les pédicules du côté gauche.

Une meilleure fixation a été obtenue quand une quantité minimale d'os cortical était enlevée au point d'entrée afin d'obtenir un contact maximal avec la tête et le corps de la vis. Dans le même sens, Paik *et al.* (2012) et Kang *et al.* (2014) ont montré que l'enfoncement de tête de vis causant des fractures iatrogéniques (« hubbing ») fragilisant l'os cortical autour du point d'entrée réduit l'ancrage biomécanique des vis comparé à un placement traditionnel avec appuis de la tulipe de tête de vis dans un trou existant (« counter-sinking ») sans fracture osseuse.

La trajectoire offrant le meilleur ancrage dans les cas d'arrachements axiaux dans les vertèbres lombaires était la trajectoire qui favorise le voisinage de la vis avec l'os cortical en longeant la paroi latérale du corps vertébral. De manière plus générale, tous les paramètres liés à la proximité des filets de vis avec les parois corticales (les trajectoires, l'engagement osseux, l'épaisseur de l'os cortical et la quantité d'os enlevé autour de la vis au niveau du point d'insertion) se sont tous

révélés avoir un effet significatif sur la raideur initiale et la force à l'arrachement des vis pédiculaires sous cas de chargements axiaux et non-axiaux.

Les vis à filets doubles avaient une capacité d'ancrage réduite par rapport aux vis à filet simple dans les cas d'arrachement axiaux. Le double filetage dans la partie distale ne semblait pas favoriser l'ancrage dans les cas de chargements axiaux mais augmentait la raideur dans les cas de chargements non axiaux. Il est à noter que la vis à filet simple avait un profil de filet sphérique comparé à un profil de filet triangulaire (Figure 1-11). L'analyse des contraintes internes dans les structures osseuses au voisinage de la vis ont permis de montrer la présence de zones de concentration de contraintes qui se sont révélées être les zones d'initiation de fractures dans les cas de vis à filets doubles. De manière générale, les vis à filet double causaient une moins bonne répartition du champ de contraintes dans les structures osseuses, à cause de la différence de forme des filets. En effet, le profil triangulaire des vis à filet double entraîne des singularités géométriques et l'apparition de zones de concentration de contraintes, qui étaient réduites dans les cas de vis à profil de filet sphérique. Shea *et al.* (2014) ont rapporté que les profils de filets réduisant les singularités géométriques permettent d'augmenter la force à la rupture sous chargement axial. Il est important de noter que le profil des vis (conique pour vis à filet double et cylindrique pour filet simple) était dépendant du type de vis, ce qui signifie que les résultats observés sont une combinaison à la fois du profil de la vis et le type de vis.

Par ailleurs, les tests expérimentaux rapportés dans l'article #2 ont permis de montrer que les vis à filets doubles offraient une plus grande raideur initiale que les vis à filets simples dans des cas de chargements non-axiaux. Ceci peut être expliqué par le fait que le double filet dans la partie proximale du corps de la vis (proche du point d'insertion) favorise la raideur initiale du système. Le profil des filets, profil des vis et type de filetage (double ou simple) n'ont pas pu être étudiés indépendamment, mais les facteurs ayant montré le plus de phénomènes explicables (tassement osseux et contraintes interne) étaient le profil des filets et le type de filetage. De manière générale, les vis à filets doubles fournissent un ancrage de moins bonne qualité à cause de la forme des filets en chargements axiaux mais offrent une meilleure raideur initiale dans les cas de chargements non-axiaux de par le pas de filetage plus fin dans la partie distale de la vis.

Une baisse globale de densité osseuse de 20% (correspondant à un passage d'une densité normale à une densité ostéoporotique) conduit à une baisse significative de force à l'arrachement des vis pédiculaire d'environ 19% en chargement axial et 23% en chargements non-axiaux. Un examen de la qualité osseuse durant la routine préopératoire serait donc un bon indicateur pour estimer la qualité d'ancrage des futures vis pédiculaires utilisées. La densité osseuse et la variation de l'épaisseur de l'os cortical ont été étudiés de manière indépendante, mais en réalité ces deux paramètres sont intimement liés et sont également liés à l'âge des patients (Riggs *et al.*, 1981, Ritzel *et al.*, 1997). L'approche adoptée par plan d'expérience a peut-être pu conduire à la modélisation de cas peu réalistes (i.e. vertèbres à densité osseuse faible et à forte épaisseur d'os cortical). De plus, le niveau vertébral a été pris comme paramètre pour étudier les effets de différentes géométries vertébrales. Une étude sur des cas personnalisés à partir de reconstructions géométriques et de calibration de propriétés matériaux fidèles permettraient de mieux estimer les effets de la dégradation de la qualité osseuse et des variations géométriques des vertèbres sur l'ancrage des vis pédiculaires.

Les simulations d'arrachements axiaux montrent que les contraintes sont distribuées de manière uniforme le long du corps de la vis avec une tendance à la hausse dans la zone autour de la pointe de vis. Dans ces cas de chargement, la rupture osseuse commence autour de la pointe de la vis et se propage le long du corps de la vis vers la tête de vis. Cette observation est contraire aux mécanismes de rupture prédits à partir de la théorie de l'assemblage fileté (Guillot, 1987) qui est utilisé dans la conception d'implants. Cette théorie décrit que la région de contraintes les plus élevées se trouvent dans la zone autour des trois premiers filets insérés dans la partie distale et ces filets supportent 70% de la charge totale appliquée sur la vis. Cette différente distribution de contraintes a également été montrée dans d'autres études numériques d'arrachement de vis (Chatzistergos *et al.*, 2010, Wirth *et al.*, 2012). De plus, des mesures expérimentales de photoélasticité durant des chargements axiaux effectués par Fakhouri *et al.* (2011) ont montré que les contraintes étaient plus élevées autour de la pointe de vis (Figure 7-1.B). Une telle différence de comportement pourrait être expliquée par le gradient de propriétés des matériaux entre l'os et la vis, mais aussi par les différences de forme des filets entre les vis industrielles et médicales. Ceci suggère que la théorie d'assemblage fileté utilisée pour les vis industrielles standard ne représente pas le comportement réel des vis pédiculaires insérées dans des vertèbres.

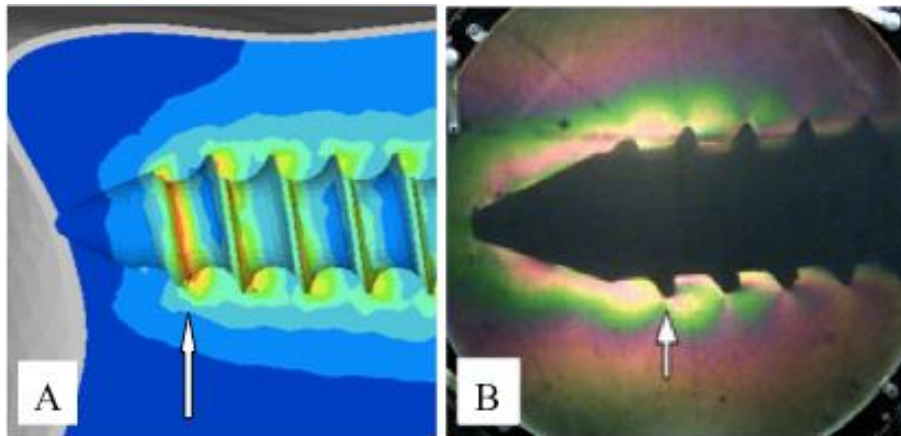


Figure 7-1: Comparaison de distribution de contrainte en pointe de vis lors d'un chargement axial obtenu par simulation (A) et par mesure par photoélasticité (B). Adaptée avec permission de Fakhouri *et al.* (2011).

La zone de concentration de contraintes visible en pointe de vis dans la Figure 7-1.B mais non visible dans la simulation en Figure 7-1.A est expliquée par le fait que le modèle ne simule pas l'insertion de la vis dans un pré-trou taraudé, mais la vis est logée dans un trou de même taille effectué par une opération booléenne au préalable. Le profil et la distribution de contraintes en pointe de vis obtenue expérimentalement ont été retrouvés dans les simulations d'insertion et d'expansion radiales présentées au Chapitre 6.

Pour résumer, les recommandations cliniques principales pour améliorer l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires sont :

- Le choix d'une vis pédiculaire d'un diamètre remplissant le plus le pédicule sans perforation de la paroi corticale est conseillé.
- Les vis les plus longues apportent un meilleur ancrage et les trajectoires bicorticales améliorent l'ancrage lors des chargements non-axiaux.
- Les trajectoires maximisant la proximité des filets de vis avec les parois corticales (sans perforation) du pédicule et du corps vertébral sont conseillées. Les trajectoires visant le centre du corps vertébral (« anatomic ») sont à éviter.
- La quantité d'os cortical enlevée autour du point d'entrée devrait être minimale.

- Les vis à filets sphériques (réduisant les singularités géométriques) permettent d'éviter les zones de concentration de contrainte et les fractures prématurées de l'os trabéculaire
- Les vis à filet double augmentent la raideur initiale de l'ancrage lors des chargements non-axiaux.
- Lors de chargements non-axiaux, le premier chargement cause le plus de déformation osseuse et il y a une accumulation de la déformation permanente à faible cycle pouvant conduire à un déchaussement des vis.

7.2 Validité du modèle numérique

Les articles #1 et #3 se sont appuyés sur des données expérimentales de la littérature et les données collectées lors de l'expérimentation rapportée dans l'article #2 pour valider le modèle numérique proposé. Les simulations de la section 5.2 dans les cas de chargement axiaux ont montré qu'une baisse de 20% de densité conduit à une baisse de 16% de la raideur initiale de l'ancrage et une baisse de 10% de la force à l'arrachement. Dans les cas de chargements non-axiaux, une baisse de 20% de densité conduit à une baisse de 28% de la raideur initiale et une baisse de 14% de la force à l'arrachement. Les études expérimentales étudiant les effets de la qualité osseuse sur des vertèbres cadavériques humaines n'ont été effectuées que pour des chargements axiaux. Comparés aux résultats obtenus par Burval *et al.* (2007) et Gao *et al.* (2011) lors de tests en arrachements axiaux reportés dans le Tableau 7-1, les résultats numériques obtenus montrent un effet un peu plus faible. En effet, il était observé une baisse de 19% en raideur initiale pour le modèle comparé à des baisses de 41% à 45% expérimentalement et une baisse de 19% en force à l'arrachement pour le modèle comparé à une baisse de 33% expérimentalement, mais il est à noter que les densités osseuses variaient de -30% à -33% dans les études expérimentales. Si l'on considère une relation linéaire entre la baisse de la densité osseuse avec la raideur initiale et la force à la rupture, les effets numériques restent néanmoins proches des valeurs reportées (différence de moins de 5%) (Tableau 7-1). En effet, la dégradation osseuse a été estimée par une baisse de la densité osseuse et du module de Young par des relations mathématiques. Cette estimation de propriétés ne simulent probablement pas l'ensemble des variations mécaniques (tels que la déformation limite à la fracture ou le coefficient de plasticité) qui agissent sur les structures osseuses lors de la dégradation osseuse comme l'ostéoporose (Silva *et al.*, 1997).

Tableau 7-1 : Effet de la variation de la densité osseuse sur la raideur initiale et la force à la rupture du modèle et dans la littérature

	Modèle (axial)	(Burval et <i>al.</i>, 2007)	(Gao et <i>al.</i>, 2011)	Modèle (non-axial)
Baisse de la densité osseuse	-20%	-30%	-33%	-20%
Raideur initiale	-29%	-41%	-45%	-28%
Force à la rupture	-19%	n.a	-33%	-23%

Les simulations effectuées dans le cadre du Chapitre 6 ont été faites à titre exploratoire, mais les deux phénomènes simulés ont également pu être comparés à des cas expérimentaux afin de vérifier leur crédibilité. Inceoglu *et al.* (2007) ont fait des expériences sur des vertèbres cadavériques pour mesurer l'effet de gonflement extérieur du pédicule lors de l'insertion des vis. La Figure 7-2 présente la mesure des déformations des parois corticales médiale et latérale du pédicule (en terme de déformation ε [%]) au cours du temps (ici le temps correspond à celui de simulation jusqu'à l'enfoncement de la vis à la profondeur désirée). Les courbes de mesures de déformation osseuse dans les mêmes régions osseuses de Inceoglu *et al.* (2007) ont été superposées dans le graphique et montrent l'insertion jusqu'à l'enfoncement total de la vis. La déformation numérique observée de la paroi médiale augmente durant l'insertion pour atteindre un palier de déformation autour de $500 \cdot 10^{-6}$ alors que la paroi latérale atteint des pics de déformation jusqu'à $1600 \cdot 10^{-6}$. L'aspect accidenté des courbes numériques s'explique par les ruptures successives d'os trabéculaire par le passage de la flute taraudante en pointe de vis. L'analyse des déformations permet également de montrer que les zones de déformation maximale se trouvent aussi sur la paroi latérale du corps vertébral. Ces valeurs de déformations sont dans le même ordre de grandeur que les mesures expérimentales (Inceoglu *et al.*, 2007) pour des valeurs de respectivement $618 \pm 562 \cdot 10^{-6}$ et $2234 \pm 2556 \cdot 10^{-6}$ pour les parois médiale et latérale. Les valeurs mesurées se trouvent dans ces deux larges couloirs de mesures, mais des différences peuvent être expliquées par la qualité osseuse et la taille des vis utilisées par rapport aux vertèbres. En effet, le modèle simulait un cas d'insertion dans une vertèbre à qualité osseuse normale alors que les vertèbres utilisées expérimentalement avaient une qualité osseuse faible allant de conditions d'ostéopénie à des vertèbres ostéoporotiques (T-score de -0.5 à -3.6 (Siris *et al.*, 2001)). Les mesures numériques et expérimentales ont été effectuées pour des insertions de

vis de diamètre 6.5 mm, mais le design des filets était différent, et la taille des pédicules utilisés expérimentalement n'ont pas été documentés dans l'article de Inceoglu *et al.* (2007). L'aspect croissant de la déformation de la paroi latérale observé expérimentalement à la moitié de l'insertion peut s'expliquer par le fait que les vis utilisées expérimentalement étaient coniques et l'agrandissement du diamètre intérieur dans la partie proximale de la vis causait cette augmentation de déformation. De plus, Defino *et al.* (2007) ont montré que les parois corticales latérales étaient plus fines que les parois médiales.

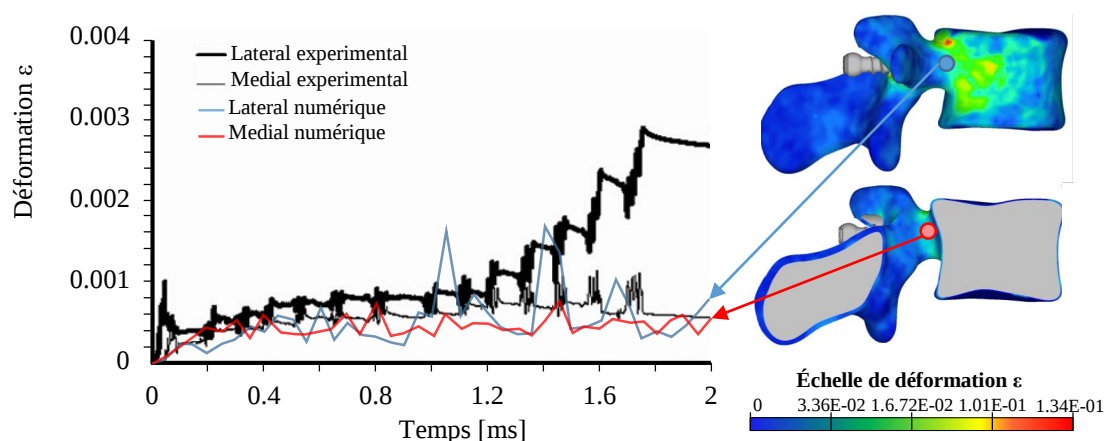


Figure 7-2 : Mesure de la déformation dans la zone pédiculaire sur les murs du cortex latéral et médial et mesures expérimentales dans les mêmes régions anatomiques d'un cas spécifique tiré de l'étude de Inceoglu *et al.* (2007).

La mesure du couple d'insertion lors de l'insertion (Figure 6-6) montrait une augmentation du couple plus la vis était enfoncée pour atteindre un maximum à 852 N.mm avant la fin de l'insertion. Ce fort couple, supérieur à celui appliqué lors de l'expérience (500 N.mm) peut s'expliquer par des effets dynamiques ponctuels non pris en compte lors de la relaxation cinématique au moment de la fracture osseuse. Les couples d'insertion mesurés expérimentalement varient de 210 N.mm à 1175N.mm (Lehman *et al.*, 2003, Pitzen *et al.*, 2004, Sandén *et al.*, 2010, Helgeson *et al.*, 2013) et sont dans la même gamme de valeurs que ceux mesurés numériquement. Pour les simulations d'expansion radiale, l'observation de la distribution des contraintes est semblable à celle proposée dans les études expérimentales de (Fakhouri *et al.*, 2009) et (Fakhouri *et al.*, 2012) obtenue par analyse photoélastique de blocs de résine, et particulièrement dans les zones entre les filets et en pointe de vis. Les niveaux de

contraintes mesurés expérimentalement et numériquement ne sont par contre pas comparables puisque les analyses par photoélasticité ont été effectuées dans de la résine époxy ayant un module de Young de 4.51 MPa, ceci étant environ 10 fois moins que les propriétés de l'os trabéculaire du modèle (48.78 MPa). Les comparaisons avec les résultats expérimentaux (Inceoglu *et al.*, 2007) montrent que le modèle utilisé pour la simulation d'insertion donne des valeurs de déformation corticale et en couple d'insertion mesurée du même ordre de grandeur. De plus, les observations et comparaisons qualitatives des franges de contraintes générées par l'insertion d'une vis dans un pré-taraud ont montré que les structures osseuses du modèle en périphérie de la vis ont un comportement réaliste.

7.3 Discussion méthodologique

Le protocole expérimental proposé dans l'article #2 visait à adresser l'objectif O1.c, et ainsi fournir des données expérimentales sur le comportement des vis pédiculaires sous chargements non axiaux pour la compréhension fondamentale et la validation du modèle numérique. Il existe d'autres tests (Law *et al.*, 1993, Hirano *et al.*, 1997, Hackenberg *et al.*, 2002, Krenn *et al.*, 2008, Santoni *et al.*, 2009) qui ne sont pour le moment pas standardisés où les chargements sont appliqués orthogonalement à l'axe de la vis, mais les conditions aux limites varient sensiblement et conduisent à des résultats non comparables. De plus, la plupart de ces expériences (Lill *et al.*, 2006, Patel *et al.*, 2013, Mehmanparast *et al.*, 2015) testaient la résistance à la fatigue (chargement à très grand nombre de cycles). Goel *et al.* (2006) préconisent notamment la création de tests en appliquant des chargements plus réalistes afin de mieux représenter les efforts intraopératoires et postopératoires. Le protocole proposé effectuait 4 cycles de chargements de 0 à 400 N afin de simuler les forces subies par une vis pédiculaire lors de son utilisation en période intraopératoire ainsi qu'une méthode d'analyse des résultats comparant les énergies dissipées, déformations permanentes cumulées et rigidité des vis.

Dans les trois études de tests d'ancrage de vis pédiculaires, les expériences et simulations ne simulent pas les conditions de chargements réels des vis pédiculaires en période intraopératoire, elles cherchaient à représenter une des composantes de l'ensemble des forces. Puisqu'il est difficile de tester l'ancrage des vis pédiculaires en condition réelle (Kurtz *et al.*, 2006), des tests mécaniques ont été développés pour représenter au mieux les conditions d'utilisation des vis,

notamment les conditions critiques. C'est pour cette raison que les chargements sont pour la plupart du temps décomposés (par principe de superposition des forces) et simplifiés en chargements unitaires (axiaux ou non-axiaux). L'hypothèse de base est que les chargements complexes intra et postopératoire sont des combinaisons linéaires de chargements unitaires.

La comparaison des résultats obtenus par simulation avec les mesures expérimentales (force, déplacement, champs de contrainte ou déformation) montre que le modèle est phénoménologiquement cohérent. Néanmoins, plusieurs hypothèses simplificatrices ont été prises en compte durant la création des modèles, ce qui limite la fiabilité des résultats à un certain domaine de validité. Les vertèbres et les structures osseuses ont été modélisées à l'échelle mésoscopique. Le modèle proposé considère que les structures osseuses sont isotropes et ont une distribution homogène. Les valeurs de contraintes obtenues correspondent plutôt à des valeurs de contraintes effectives et ne correspondent pas au niveau des contraintes dans les trabécules. Pour l'implémentation de l'hétérogénéité dans les propriétés des os, il serait possible de partitionner les zones différemment dans la vertèbre (Wagnac (2011) et Fradet (2014)) et/ou d'utiliser l'information contenue dans les CT-scan pour attribuer les valeurs de propriétés mécaniques à chacun des éléments, tel que proposé par Garo (2010). La première approche citée considère un gradient discontinu entre les propriétés mécaniques ou épaisseurs des zones adjacentes, ce qui n'est pas nécessairement le cas dans la réalité, et la seconde approche citée se dirige plutôt vers une personnalisation du modèle, et ne rentre pas dans le contexte du développement d'un modèle générique du 50^{ième} percentile. D'autres méthodes de modélisation discrète pourraient être testées pour représenter plus précisément les structures osseuses internes complexes à l'échelle des trabécules par μ FEA (micro Finite Element Analysis (Wirth *et al.*, 2012)) ou SPH (Smoothed Particle Hydrodynamics (Taddei *et al.*, 2008)) mais nécessitent bien plus de puissance de calcul comparé à la méthode choisie dans ce projet. De futures investigations devraient être faites pour vérifier et mesurer si ces méthodes de modélisation montrent une différence dans la façon dont le chargement est transféré dans la structure osseuse et à l'interface vis/os.

La loi de comportement des structures osseuses a été considérée comme élastoplastique (Johnson-Cook). Les propriétés de viscosité et de porosité n'ont pas été prises en compte du fait des simulations quasi-statiques. Deux jeux de propriétés matériaux ont été utilisés pour simuler le

comportement d'os à densité normale (« sain ») et de basse densité (« ostéoporotique »). Les propriétés pour basse densité ont été adaptées de propriétés « saines » à partir de relations mathématiques entre la densité (ρ) et le module de Young (E). Nous avons ici fait l'hypothèse que la dégradation de la qualité osseuse pouvait se traduire par la variation de deux variables physiques seulement. Les propriétés pour basse densité pourraient être re-calibrées à partir de données expérimentales afin d'avoir une description plus rigoureuse du phénomène physiologique. Wirth *et al.* (2012) ont montré que la variation de la qualité osseuse (saine versus ostéoporotique) ne changeait pas la distribution des champs de contraintes, mais change la distribution et les valeurs des champs de déformations, ce qui est en accord avec les résultats obtenus avec le modèle proposé.

Une méthode de suppression d'éléments a été utilisée pour simuler l'initiation et la propagation des fractures osseuses. Évidemment, cette méthode ne représente pas exactement le phénomène à l'échelle des trabécules osseux. Elle offre toutefois l'avantage d'être simple d'utilisation, de ne pas augmenter les temps de calcul et d'être l'une des rares méthodes implémentées dans les codes de calcul commerciaux (contrairement aux méthodes de remaillage adaptatif et de séparation de l'élément (Tailhan *et al.*, 2008)). Le modèle donne des résultats fiables jusqu'à la rupture de la première frange d'éléments en contact avec les vis pédiculaires, ensuite le modèle de rupture ne prend pas en compte la matière supprimée. Ceci pose donc les limites du modèle continu utilisé, de la gestion des ruptures osseuses et de la modélisation de l'interface de contact. Cette limitation explique également pourquoi les deux types de simulation du Chapitre 6 ont été effectués afin de représenter les phénomènes qui se produisent lors de l'insertion d'une vis pédiculaire dans un prétraudage de diamètre inférieur. Ces deux types ont montré des comportements quantitativement cohérents comparés à des mesures expérimentales. Néanmoins, une validation plus exhaustive de la propagation de la fracture devra être réalisée afin d'augmenter la fiabilité du modèle à ce niveau.

Un test de stabilité a été effectué en utilisant un modèle d'une vertèbre avec une vis pré-insérée par opération booléenne et en lançant un calcul sans imposer de force ni de déplacement et le modèle n'a montré aucune vibration naturelle. Des études de convergence visant à s'assurer sensibilité des paramètres de modélisation ont été réalisées. Ces études de convergence

permettent d'équilibrer de manière satisfaisante la précision des résultats (mais non son exactitude qui elle, est vérifiée lors de la validation expérimentale) et le temps de calcul (de l'ordre de 1h) sur les paramètres suivants :

- Taille des éléments des parties osseuses dans la région en périphérie proche de l'interface de contact
- Taille des éléments des parties osseuses dans les régions éloignées de l'interface de contact
- Maillage surfacique de la vis et considéré comme corps rigide vs. maillage solide déformable
- Type d'interface de contact
- Coefficient de friction de l'interface de contact

Cette étude de convergence a permis de définir la taille des éléments des structures osseuses et des paramètres de l'interface de contact entre la vis et la vertèbre.

7.4 Perspectives

La modélisation continue et isotrope des structures osseuses montre certaines limites concernant les conditions extrêmes (fracture et tassement osseux). Une amélioration des propriétés des matériaux pour tenir compte du changement de densité de l'os compacté et de la matière supprimée lors du passage de la flute auto-taraudante de la vis serait à faire afin de pouvoir mieux évaluer les effets de précontraintes lors de l'insertion de vis. Une approche multi-échelle en utilisant un modèle simplifié à l'échelle vertébrale combiné à un modèle détaillé à l'échelle trabéculaire de dimension inférieure (Inceoglu *et al.*, 2012) pourrait être une piste intéressante pour répondre à cette problématique. En effet, le modèle simplifié permet d'obtenir des informations sur les forces et contraintes macroscopique et ainsi que d'alimenter les conditions aux limites du modèle détaillé. Cette approche permet également d'ouvrir la porte à la modélisation de plusieurs segments instrumentés et simuler de manière plus réaliste les chargements intra et postopératoires.

La prise en compte d'éléments anatomiques voisins (disques intervertébraux, cage thoracique, moelle épinière, réseau vasculaire proche) (Fradet, 2014, Henao *et al.*, 2015) permettrait d'avoir un modèle complet capable d'évaluer les effets des choix chirurgicaux ainsi que les risques

durant les chirurgies. Ce type de simulation permettrait d'observer le comportement des vis pédiculaires lors de chargements intraopératoire et postopératoire. Des corrélations avec des cas cliniques de perte de fixation seraient par la suite un bon moyen de vérifier le modèle. Néanmoins, ces améliorations vont conduire à des défis de modélisation afin d'avoir des temps de calcul assez courts.

Les simulations avaient pour but de représenter le comportement immédiat des vis lors de manœuvres intraopératoires. Pour l'étude des chargements physiologiques postopératoires, une prise en compte de phénomènes biologiques tels que le remodelage osseux et l'ostéointégration de l'implant serait nécessaire (Caouette, 2012). Le modèle pourrait également être adapté pour simuler et quantifier les effets de l'utilisation de techniques d'augmentation par injection d'un ciment de PMMA (Wang *et al.*, 2014).

D'autres tests expérimentaux de cas de chargements non axiaux sont à effectuer afin d'augmenter le nombre de spécimens pour augmenter la puissance statistique des analyses. De plus, il serait également pertinent d'effectuer ces tests sur des spécimens de qualité osseuse variable, pour ainsi documenter le comportement pour des vertèbres non ostéoporotiques.

Les résultats fournis grâce à ce projet ont permis de fournir des recommandations générales. Néanmoins, l'ensemble des études a été effectué basé sur un modèle générique. Chaque patient a des spécificités géométriques et des qualités osseuses propres pouvant avoir des effets sur l'ancrage biomécanique et les choix préopératoires. Les challenges pour les prochaines années seraient de se diriger vers une approche de personnalisation des simulations tenant en compte des spécificités de chaque patient. La personnalisation doit être géométrique, par méthode de reconstruction par imagerie ou par méthode de krigeage (Henaoui *et al.*, 2015). La qualité osseuse pourrait être quantifiée par méthode d'imagerie telle que par CT-Scan (Garo, 2010) ou radiographie (Moulin, 2014). Ces étapes de personnalisation permettraient d'obtenir des résultats d'ancrage plus proches de la réalité pour un patient donné. Ceci permettrait également de mieux aider aux décisions préopératoires pour réduire les risques et guider la chirurgie.

CONCLUSION

La réduction des risques lors des choix préopératoires, du placement des vis et lors de l'application des manœuvres chirurgicales est nécessaire pour obtenir des corrections de scoliose sécuritaires. Dans le cadre de ce travail de thèse, des méthodes expérimentales et numériques ont été développées pour mieux comprendre et analyser le comportement biomécanique de l'interface os-vis pédiculaire sous différents modes de chargement afin d'orienter le choix et le positionnement optimal des vis pour réduire les risques de déchaussement lors des manœuvres chirurgicales et en période postopératoire.

Le volet expérimental a permis de mieux caractériser le comportement des vis pédiculaires lors de chargements orthogonaux. En effet, l'accumulation de la déformation permanente causée par le tassement osseux lors des chargements latéraux ou crâniens a un impact sur l'ancrage des vis, car cela peut conduire à un jeu dans la fixation, réduisant ainsi la force à l'arrachement de vis pédiculaires. Également, les chargements latéraux induisent plus de déformation et de risques de rupture osseuse que les chargements crâniens. Bien que ces expériences ne représentaient seulement qu'une composante des forces et moments qui s'appliquent sur les vis durant les chirurgies, elles ont permis de définir des indicateurs de performance sur l'ancrage.

Les études numériques ont permis de quantifier et comparer plusieurs paramètres pouvant avoir une influence sur l'ancrage des vis pédiculaires. Pour cela, un modèle détaillé par éléments finis de vertèbres instrumentées a été développé. Ce modèle original prend en compte un comportement élastoplastique avec rupture des structures osseuses ainsi que l'interface de contact entre les vis pédiculaires et les structures osseuses. L'ensemble des résultats a permis de montrer que le diamètre des vis, les trajectoires, l'engagement osseux, l'épaisseur de l'os cortical, la quantité d'os enlevé autour de la vis au niveau du point d'insertion se sont tous révélés avoir un effet significatif sur la raideur initiale et la force à l'arrachement des vis pédiculaires sous cas de chargements axiaux et non-axiaux. Ceci a permis de vérifier que les choix relatifs aux chirurgiens influencent de façon significative ($p < 0.05$) l'ancrage biomécanique de la vis pédiculaire. De plus, nous avons pu vérifier que les variations d'épaisseur de l'os cortical dans l'isthme pédiculaire et

la qualité osseuse du patient influencent de façon significative ($p < 0.05$) l'ancrage biomécanique de la vis pédiculaire. Le modèle a également permis de caractériser les schémas de fractures osseuses et les zones d'initiation de fracture selon la géométrie des vis, leurs dimensions et les types de chargements appliqués.

Pour résumer, les recommandations cliniques principales pour améliorer l'ancrage biomécanique des vis pédiculaires issues de ce travail de recherche sont :

- Le choix d'une vis pédiculaire d'un diamètre remplissant le plus le pédicule sans perforation de la paroi corticale est conseillé.
- Les vis les plus longues apportent un meilleur ancrage et les trajectoires bicorticales améliorent l'ancrage lors des chargements non-axiaux.
- Les trajectoires maximisant la proximité des filets de vis avec les parois corticales (sans perforation) du pédicule et du corps vertébral sont conseillées. Les trajectoires visant le centre du corps vertébral (« anatomic ») sont à éviter.
- La quantité d'os cortical enlevée autour du point d'entrée devrait être minimale.
- Les vis à filets sphériques (réduisant les singularités géométriques) permettent d'éviter les zones de concentration de contrainte et les fractures prématurées de l'os trabéculaire
- Les vis à filet double augmentent la raideur initiale de l'ancrage lors des chargements non-axiaux.
- Lors de chargements non-axiaux, le premier chargement cause le plus de déformation osseuse et il y a une accumulation de la déformation permanente à faible cycle pouvant conduire à un déchaussement des vis.

Le modèle proposé est une alternative prometteuse comme outil complémentaire afin de réduire le nombre de tests expérimentaux requis pour évaluer de nouveaux designs de vis pédiculaires ou de nouvelles techniques d'insertion. Néanmoins, plusieurs réalisations à court terme permettraient d'améliorer cet outil, dont les principales sont la prise en compte des effets de précontraintes dans l'os lors de l'insertion de vis, la personnalisation géométrique et des propriétés des matériaux, le développement d'un modèle multi-échelle afin de représenter finement le contact à l'interface os-implant ainsi que le comportement de plusieurs segments instrumentés, et finalement le développement d'un modèle prenant en compte l'ostéointégration

afin d'évaluer l'ancrage biomécanique des vis en période postopératoire.

À long terme, le modèle pourrait être adapté pour analyser plus en détail les caractéristiques spécifiques des vertèbres et être utilisé comme une formation virtuelle ou d'un outil de planification préopératoire.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] G. S. Abrahao et al., "Effect of the pilot hole preparation on the anchorage of pedicle screws," *Acta Ortop Bras*, vol. 20, n°. 5, p. 274-9, 2012.
- [2] B. B. Abshire et al., "Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out," vol. 1, n°. 6, p. 408-414, Nov-Dec 2001.
- [3] C. J. Adam et G. N. Askin, "Lateral bone density variations in the scoliotic spine," *Bone*, vol. 45, n°. 4, p. 799-807, Oct 2009.
- [4] J. E. Adams, "Quantitative computed tomography," vol. 71, n°. 3, p. 415-24, 2009.
- [5] L. P. Amiot et al., "Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine," vol. 25, n°. 5, p. 606-614, 2000.
- [6] Y. H. An et R. A. Draughn, *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*: Crc, 1999.
- [7] M. D. Antonacci et al., "Regional variation in vertebral bone density and trabecular architecture are influenced by osteoarthritic change and osteoporosis," vol. 22, n°. 20, p. 2393-2401, 1997.
- [8] A. A. Aoude et al., "Methods to determine pedicle screw placement accuracy in spine surgery: a systematic review," vol. 24, n°. 5, p. 990-1004, 2015.
- [9] M. A. Asher et D. C. Burton, "Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects," vol. 1, n°. 1, p. 2, 2006.
- [10] R. B. Ashman et J. Y. Rho, "Elastic modulus of trabecular bone material," vol. 21, n°. 3, p. 177-181, 1988.
- [11] C. E. Aubin et al., "Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 16, n°. 1, p. 57-64, Jan 2007.
- [12] C. E. Aubin et al., "Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine," vol. 6, n°. 1, p. 27-32, Feb 2003.

- [13] X. Banse et al., "Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: Systematic density and structure patterns inside the vertebral body," *Bone*, vol. 28, n^o. 5, p. 563-571, May 2001.
- [14] S. Battula et al., "The effect of pilot hole size on the insertion torque and pullout strength of self-tapping cortical bone screws in osteoporotic bone," vol. 64, n^o. 4, p. 990-995, 2008.
- [15] S. Becker et al., "Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines," *Eur Spine J*, vol. 17, n^o. 11, p. 1462-1469, Nov 2008.
- [16] P. J. Belmont, Jr. et al., "In vivo accuracy of thoracic pedicle screws," vol. 26, n^o. 21, p. 2340-6, Nov 1 2001.
- [17] C. D. Benson et al., "Biomechanical Analysis of Cement Augmentation Techniques on Pedicle Screw Fixation in Osteopenic Bone: A Cadaveric Study," vol. 2, n^o. 1, p. 28-33, 1// 2014.
- [18] E. C. Benzel, *Biomechanics of spine stabilization*: Thieme/AANS, 2001.
- [19] M. Bezer et al., "Bicortical Versus Unicortical Pedicle Screws in Direct Vertebral Rotation An In Vitro Experimental Study," *J Spinal Disord Tech*, vol. 25, n^o. 6, p. 178-182, Aug 2012.
- [20] R.-J. Bianco et al., "Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement," *J Spinal Disord Tech*, Published ahead of print (July 29, 2014) 2014.
- [21] D. D. Bohl et al., "Under-Tapping of Lumbar Pedicle Screws Can Result in Tapping with a Pitch that Differs from that of the Screw, Which Decreases Screw Pullout Force," 2015.
- [22] H. Boucher, "A method of spinal fusion," vol. 41, n^o. 2, p. 248, 1959.
- [23] A. G. Brantley et al., "The effects of pedicle screw fit. An in vitro study," vol. 19, n^o. 15, p. 1752-8, 1994.
- [24] L. B. Brasiliense et al., "Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines," *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, vol. 13, n^o. 8, p. 947-56, Aug 2013.

- [25] L. B. C. Brasiliense et al., "Quantitative analysis of misplaced pedicle screws in the thoracic spine: how much pullout strength is lost?," vol. 12, n°. 5, p. 503-508, 2010.
- [26] B. S. Brown et al., "The effect of starting point placement technique on thoracic transverse process strength: an ex vivo biomechanical study," vol. 5:14, 2010.
- [27] D. J. Burval et al., "Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae - Biomechanical analysis of pedicle fixation strength," *Spine*, vol. 32, n°. 10, p. 1077-1083, May 1 2007.
- [28] C. Caouette, "Design d'une prothèse de resurfaçage de hanche en matériau composite biomimétique: mise au point d'outils d'évaluation numérique," *École de technologie supérieure*, 2012.
- [29] J. J. Carmouche et al., "Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine," vol. 3, n°. 5, p. 364-70, Nov 2005.
- [30] M. S. Chang et L. G. Lenke, "Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis," vol. 19, n°. 1, p. 19-23, 2009.
- [31] C. K. Chao et al., "Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses," vol. 21, n°. 2, p. 130-138, 2008.
- [32] J. Chapman et al., "Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws," vol. 118, n°. 3, p. 391-398, 1996.
- [33] C. D. Chaput et al., "Reduction in radiation (fluoroscopy) while maintaining safe placement of pedicle screws during lumbar spine fusion," vol. 37, n°. 21, p. E1305-E1309, 2012.
- [34] P. E. Chatzistergos et al., "A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model," vol. 32, n°. 2, p. 145-154, 2010.
- [35] P. E. Chatzistergos et al., "Numerical simulation of bone screw induced pretension: The cases of under-tapping and conical profile," vol. 36, n°. 3, p. 378-386, 2014.

- [36] P. E. Chatzistergos et al., "The influence of the insertion technique on the pullout force of pedicle screws an experimental study," *Spine*, vol. 35, n°. 9, p. E332-E337, Apr 20 2010.
- [37] C. S. Chen et al., "Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation," *Med Eng Phys*, vol. 27, n°. 6, p. 487-496, Jul 2005.
- [38] H. Chen et al., "Regional variations of vertebral trabecular bone microstructure with age and gender," vol. 19, n°. 10, p. 1473-1483, 2008.
- [39] S. I. Chen et al., "Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions," *Med Eng Phys*, vol. 25, n°. 4, p. 275-82, May 2003.
- [40] I. Cheng et al., "Biomechanical Analysis of Derotation of the Thoracic Spine Using Pedicle Screws," *Spine*, vol. 35, n°. 10, p. 1039-1043, May 1 2010.
- [41] S. K. Cho et al., "The effect of increasing pedicle screw size on thoracic spinal canal dimensions: an anatomic study," *Spine*, vol. 39, n°. 20, p. E1195-200, Sep 15 2014.
- [42] W. Cho et al., "The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation," vol. 92, n°. 8, p. 1061-1065, 2010.
- [43] W.-K. Chou et al., "Pullout strength of thoracic pedicle screws improved with cortical bone ratio: a cadaveric study," *J Orthop Sci*, vol. 19, n°. 6, p. 900-906, 2014/08/07 2014.
- [44] K. J. Chung et al., "Ideal entry point for the thoracic pedicle screw during the free hand technique," *Int Orthop*, vol. 32, n°. 5, p. 657-662, Oct 2008.
- [45] J. Clin, "Étude biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthèse: effets des paramètres de conception des corsets sur les corrections géométriques et sur les contraintes internes du rachis," École Polytechnique de Montréal, 2010.
- [46] S. D. Cook et al., "Lumbosacral fixation using expandable pedicle screws. an alternative in reoperation and osteoporosis," vol. 1, n°. 2, p. 109, 2001.
- [47] S. D. Cook et al., "Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone," vol. 4, n°. 4, p. 402-8, Jul-Aug 2004.
- [48] S. D. Daffner et al., "Geographic and demographic variability of cost and surgical treatment of idiopathic scoliosis," vol. 35, n°. 11, p. 1165-9, May 15 2010.

- [49] M. Dalstra et al., "Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone," vol. 26, n^o. 4, p. 523-535, 1993.
- [50] H. L. A. Defino, "Study of the influence of the type of pilot hole preparation and tapping on pedicular screws fixation," vol. 15, n^o. 4, p. 200-203, 2007.
- [51] H. L. A. Defino et J. R. B. Vendrame, "Morphometric study of lumbar vertebrae's pedicle," vol. 15, n^o. 4, p. 183-186., 2007.
- [52] R. DeWald, *Spinal Deformities: The Comprehensive Text*: Thieme, 2003.
- [53] A. Dhawan et al., "Thoracic pedicle screws: comparison of start points and trajectories," vol. 33, n^o. 24, p. 2675-2681, Nov 15 2008.
- [54] L. A. Dolan et S. L. Weinstein, "Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review," vol. 32, n^o. 19, p. S91-S100, 2007.
- [55] W. T. Edwards et al., "Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine," *Spine*, vol. 26, n^o. 2, p. 218-25, Jan 15 2001.
- [56] B. D. Elder et al., "The Biomechanics of Pedicle Screw Augmentation with Cement," n^o. 0, 2015.
- [57] S. Erkan et al., "Alignment of pedicle screws with pilot holes: can tapping improve screw trajectory in thoracic spines?," vol. 19, n^o. 1, p. 71-77, 2010.
- [58] I. Esenkaya et al., "Comparison of the pull-out strengths of three different screws in pedicular screw revisions: a biomechanical study," vol. 40, n^o. 1, p. 72-81, 2006.
- [59] D. A. Essig et al., "Biomechanical comparison of endplate forces generated by uniaxial screws and monoaxial pedicle screws," vol. 35, n^o. 10, p. e1528-e1532, 2012.
- [60] *Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws*, 2009.
- [61] S. Fakhouri et al., "Photoelastic Analysis of the Vertebral Fixation System Using Different Screws," vol. 2, n^o. 2, p. pp. 190-195, 2012.
- [62] S. F. Fakhouri et al., "The photoelastic analisys of vertebral fixation system screws," vol. 17, n^o. 4, p. 207-210, 2009.

- [63] S. F. Fakhouri et al., "Biomechanical study of the pullout resistance in screws of a vertebral fixation system," vol. 2011, 2011.
- [64] C. Y. Fan et al., "Biomechanical comparisons of different posterior instrumentation constructs after two-level ALIF: A finite element study," vol. 32, n°. 2, p. 203-211, 2010.
- [65] L. Fradet, "Étude biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain," École de technologie supérieure, 2014.
- [66] R. W. Gaines, Jr., "The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders," vol. 82, n°. 10, p. 1458-1476, Oct 2000.
- [67] F. Galbusera et al., "Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication?," p. 1-12, 2015.
- [68] M. X. Gao et al., "Biomechanical evaluation of fixation strength of conventional and expansive pedicle screws with or without calcium based cement augmentation," Clin Biomech, vol. 26, n°. 3, p. 238-244, Mar 2011.
- [69] A. Garo, "Modélisation du corps vertébral en chargement dynamique : intégration de l'effet de l'âge," Institut de génie biomédical, École polytechnique de montréal , Montréal, 2010.
- [70] A. Garo et al., "Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure," vol. 49, n°. 12, p. 1371-1379, Dec 2011.
- [71] V. Goel et al., "Role of mechanical factors in the evaluation of pedicle screw type spinal fixation devices," vol. 53, n°. 4, p. 399, 2005.
- [72] V. K. Goel et al., "Test protocols for evaluation of spinal implants," J Bone Joint Surg Am, vol. 88A, p. 103-109, 2006.
- [73] M. F. Gornet et al., "Biomechanical Assessment of a PEEK Rod System for Semi-Rigid Fixation of Lumbar Fusion Constructs," J Biomech Eng-T Asme, vol. 133, n°. 8, Aug 2011.
- [74] H. Gray et W. H. Lewis, *Anatomy of the Human Body*: Lea and Febiger, 1918.

- [75] J. Guillot, *Assemblages par Elements Filetes. Modelisations et Calcul: Techniques de l'ingénieur*, Tome 1 B5560 à B5562, Paris, France, 1987, p. 1–56.
- [76] L. Hackenberg et al., "Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density," vol. 27, n°. 9, p. 937-42, May 1 2002.
- [77] S. M. Haddock et al., "Similarity in the fatigue behavior of trabecular bone across site and species," J Biomech, vol. 37, n°. 2, p. 181-187, Feb 2004.
- [78] B. E. Hadra, "The classic: Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Potts' disease. Berthold E. Hadra. Med Times and Register, Vol22, May 23, 1891," Clin Orthop Relat R, n°. 112, p. 4-8, Oct 1975.
- [79] T. L. Halvorson et al., "Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation," vol. 19, n°. 21, p. 2415-2420, 1994.
- [80] P. R. Harrington et H. S. Tullos, "Reduction of Severe Spondylolisthesis in Children," vol. 62, n°. 1, p. 1-7, 1969.
- [81] M. H. Heggeness et B. J. Doherty, "The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: implications for burst fractures," vol. 191, n°. 2, p. 309-312, 1997.
- [82] B. Helgason et al., "Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review," Clin Biomech, vol. 23, n°. 2, p. 135-146, Feb 2008.
- [83] M. D. Helgeson et al., "Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection," The spine journal : official journal of the North American Spine Society, vol. 13, n°. 8, p. 957-65, Aug 2003.
- [84] J. Henao et al., "Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications," n°. ahead-of-print, p. 1-10, 2015.
- [85] J. M. Hicks et al., "Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review," vol. 35, n°. 11, p. 465-70, 2010.

- [86] T. Hirano et al., "Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability," vol. 22, n°. 21, p. 2504-10, Nov 1 1997.
- [87] N. R. Holland et al., "Higher electrical stimulus intensities are required to activate chronically compressed nerve roots: Implications for intraoperative electromyographic pedicle screw testing," vol. 23, n°. 2, p. 224-227, 1998.
- [88] C. C. Hsu et al., "Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses," J Orthop Res, vol. 23, n°. 4, p. 788-794, Jul 2005.
- [89] S. Inceoglu et al., "Stress relaxation at the bone-pedicle screw interface in human bone," vol. 31, n°. 12, p. 1321-6, May 20 2006.
- [90] S. Inceoglu et al., "Cortex of the pedicle of the vertebral arch. Part I: Deformation characteristics during screw insertion," vol. 7, p. 341-346, 2007.
- [91] S. Inceoglu et P. Mageswaran, "Multi-scale finite element modelling at the posterior lumbar vertebra: analysis of pedicle stresses due to pars fracture," Sep 10 2012.
- [92] *Implants for surgery -- Metal bone screws with asymmetrical thread and spherical under-surface -- Mechanical requirements and test methods*, 1989.
- [93] M. B. Kabins et J. N. Weinstein, "The History of Vertebral Screw and Pedicle Screw Fixation," vol. 11, p. 127-136, 1991.
- [94] D. G. Kang et al., "Pedicle Screw" Hubbing" in the Immature Thoracic Spine: A Biomechanical and Micro-Computed Tomography Evaluation," 2014.
- [95] E. E. Karaikovic et al., "Accuracy of cervical pedicle screw placement using the funnel technique," Spine, vol. 26, n°. 22, p. 2456-2462, Nov 15 2001.
- [96] T. M. Keaveny et al., "Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains," vol. 27, n°. 9, p. 1127-1136, 1994.
- [97] T. Keller et al., "Distribution and orientation of bone in the human lumbar vertebral centrum," vol. 5, n°. 1, p. 60, 1992.
- [98] T. S. Keller, "Predicting the compressive mechanical behavior of bone," vol. 27, n°. 9, p. 1159-1168, 1994.

- [99] T. S. Keller et al., "Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae. Effects of disc degeneration," vol. 14, n°. 9, p. 1012-9, Sep 1989.
- [100] Y. Kim et T. W. Kim, "Finite Element Analysis of the Effects of Pedicle Screw Fixation Nut Loosening on Lumbar Interbody Fusion Based on the Elasto-Plateau Plasticity of Bone Characteristics," Feb 4 2010.
- [101] Y. J. Kim et L. G. Lenke, "Thoracic pedicle screw placement: free-hand technique," vol. 53, n°. 4, p. 512-9, Dec 2005.
- [102] Y. J. Kim et al., "Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: Is it safe?," Spine, vol. 29, n°. 3, p. 333-342, Feb 1 2004.
- [103] Y. J. Kim et al., "Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis," Spine (Phila Pa 1976), vol. 29, n°. 18, p. 2040-8, Sep 15 2004.
- [104] K. Kojima et al., "Cortical bone trajectory and traditional trajectory—a radiological evaluation of screw-bone contact," p. 1-6, 2015.
- [105] D. L. Kopperdahl et T. M. Keaveny, "Yield strain behavior of trabecular bone," vol. 31, n°. 7, p. 601-8, Jul 1998.
- [106] R. Kothe et al., "Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study," vol. 21, n°. 3, p. 264-70, Feb 1 1996.
- [107] S. Kourkoulis et P. Chatzistergos, "The Influence of the "Penetration" and the "Filling-Ratios" on the Pull-out Strength of Transpedicular Screws," vol. 9, n°. 03, p. 283-300, 2009.
- [108] J. W. Kouwenhoven et R. M. Castelein, "The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: review of the literature," vol. 33, n°. 26, p. 2898-908, Dec 15 2008.
- [109] M. H. Krag et al., "Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength," vol. 1, n°. 4, p. 287-94, 1989.
- [110] M. H. Krenn et al., "Influence of thread design on pedicle screw fixation. Laboratory investigation," vol. 9, n°. 1, p. 90-5, Jul 2008.

- [111] T. R. Kuklo et R. A. Lehman, Jr., "Effect of various tapping diameters on insertion of thoracic pedicle screws: a biomechanical analysis," vol. 28, n°. 18, p. 2066-2071, 2003.
- [112] T. R. Kuklo et al., "Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis," vol. 30, n°. 18, p. 2113-2120, 2005.
- [113] K. Kumano et al., "Pedicle screws and bone mineral density," vol. 19, n°. 10, p. 1157-1161, 1994.
- [114] S. M. Kurtz et A. Edidin, *Spine Technology Handbook*: Elsevier Science, 2006.
- [115] A. W. L. Kwok et al., "Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone," vol. 21, n°. 21, p. 2429, 1996.
- [116] M. Law et al., "Caudo-cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation," vol. 18, n°. 16, p. 2438-2443, 1993.
- [117] R. A. Lehman, Jr. et al., "Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis," vol. 28, n°. 18, p. 2058-2065, Sep 15 2003.
- [118] L. G. Lenke et al., "Adolescent idiopathic scoliosis a new classification to determine extent of spinal arthrodesis," vol. 83, n°. 8, p. 1169-1181, 2001.
- [119] N. Li et al., "The effect of lateral wall perforation on screw pull-out strength: a cadaveric study," vol. 10, n°. 1, p. 6, 2015.
- [120] S. B. Lien et al., "Analysis of anatomic morphometry of the pedicles and the safe zone for through-pedicle procedures in the thoracic and lumbar spine," vol. 16, n°. 8, p. 1215-22, Aug 2007.
- [121] U. Liljenqvist et al., "Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis," vol. 11, n°. 4, p. 336-343, 2002.
- [122] U. R. Liljenqvist et al., *Analysis of Vertebral Morphology in Idiopathic Scoliosis with Use of Magnetic Resonance Imaging and Multiplanar Reconstruction* vol. 84, 2002.
- [123] U. R. Liljenqvist et al., "Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis," vol. 22, n°. 19, p. 2239-2245, 1997.

- [124] U. R. Liljenqvist et al., "Morphometric analysis of thoracic and lumbar vertebrae in idiopathic scoliosis," vol. 25, n°. 10, p. 1247-1253, 2000.
- [125] C. A. Lill et al., "Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae," vol. 126, n°. 10, p. 686-94, Dec 2006.
- [126] L. C. Lin et al., "A biomechanical study of the cortex-anchorage vertebral screw," vol. 18, n°. 6, p. S25-32, Jul 2003.
- [127] C. L. Liu et al., "Biomechanical evaluation of a new anterior spinal implant," vol. 13, n°. 1 Suppl 1, p. 40-45, 1998.
- [128] B. S. Lonner et al., "Thoracic Pedicle Screw Instrumentation The Learning Curve and Evolution in Technique in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis," *Spine*, vol. 34, n°. 20, p. 2158-2164, Sep 15 2009.
- [129] J. C. Lotz et al., "Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur," vol. 24, n°. 5, p. 317-329, 1991.
- [130] Y. Majdouline et al., "Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis," vol. 27, n°. 7, p. 775-781, 2007.
- [131] J. Martino et al., "Biomechanical analysis of vertebral derotation techniques for the surgical correction of thoracic scoliosis: a numerical study through case simulations and a sensitivity analysis," vol. 38, n°. 2, p. E73-E83, 2013.
- [132] T. A. Mattei et al., ""Free-hand" technique for thoracolumbar pedicle screw instrumentation: Critical appraisal of current "State-of-Art"," *Neurol India*, vol. 57, n°. 6, p. 715-721, Nov-Dec 2009.
- [133] A. E. Mayo et al., "A biomechanical study of top screw pullout in anterior scoliosis correction constructs," vol. 35, n°. 13, p. E587-95, Jun 1 2010.
- [134] R. F. McLain et al., "Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine," vol. 27, n°. 8, p. E200-E206, 2002.
- [135] H. N. Mehmanparast et al., "Comparison of Pedicle Screw Loosening Mechanisms and the Effect on Fixation Strength," 2015.

- [136] H. Mehta et al., "Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model," vol. 27, n^o. 3, p. 234-240, Mar 2012.
- [137] H. Modi et al., "Accuracy of thoracic pedicle screw placement in scoliosis using the ideal pedicle entry point during the freehand technique," *Int Orthop*, vol. 33, n^o. 2, p. 469-475, Apr 2009.
- [138] H. N. Modi et al., "Accuracy of Thoracic Pedicle Screw Using Ideal Pedicle Entry Point in Severe Scoliosis," *Clin Orthop Relat R*, vol. 468, n^o. 7, p. 1830-1837, Jul 2010.
- [139] D. Moulin, "Développement et évaluation d'une méthode de mesure de la flexibilité du rachis scoliotique," *École de technologie supérieure*, 2014.
- [140] T. L. Mueller et al., "Time-lapsed imaging of implant fixation failure in human femoral heads," 2012.
- [141] T. L. Mueller et al., "Non-invasive bone competence analysis by high-resolution pQCT: An in vitro reproducibility study on structural and mechanical properties at the human radius," vol. 44, n^o. 2, p. 364-371, 2009.
- [142] P. V. Mummaneni et al., "Biomechanical evaluation of a double-threaded pedicle screw in elderly vertebrae," vol. 15, n^o. 1, p. 64-68, 2002.
- [143] E. W. Nottmeier et al., "Placement of thoracolumbar pedicle screws using three-dimensional image guidance: experience in a large patient cohort," vol. 10, n^o. 1, p. 33-39, Jan 2009.
- [144] B. T. Öktenoglu et al., "Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study," vol. 94, n^o. 1, p. 91-96, 2001.
- [145] K. Okuyama et al., "Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients," vol. 1, n^o. 6, p. 402-407, 2001.
- [146] H. Paik et al., "The biomechanical effect of pedicle screw hubbing on pullout resistance in the thoracic spine," vol. 12, n^o. 5, p. 417-424, 2012.
- [147] S. Parent et al., "Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines," vol. 29, n^o. 3, p. 239-248, 2004.

- [148] S. Parent et al., "Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation?," vol. 33, n°. 18, p. 1966-9, 2008.
- [149] P. S. D. Patel et al., "The Effect of "Toggling" on the Pullout Strength of Bone Screws in Normal and Osteoporotic Bone Models," vol. 7, p. 35-9, 2013.
- [150] F. M. Pfeiffer et al., "Finite element analysis of Stryker Xia pedicle screw in artificial bone samples with and without supplemental cement augmentation," n°. ahead-of-print, p. 1-9, 2014.
- [151] M. Pfeiffer et al., "Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws," vol. 21, n°. 9, p. 1037-1044, 1996.
- [152] T. Pitzen et al., "Insertion torque and pullout force of rescue screws for anterior cervical plate fixation in a fatigued initial pilot hole," J Neurosurg-Spine, vol. 1, n°. 2, p. 198-201, Sep 2004.
- [153] D. W. Polly, Jr. et al., "Revision Pedicle Screws: Bigger, Longer Shims-What Is Best?," vol. 23, n°. 12, p. 1374, 1998.
- [154] J.-J. Rainaut, *Les scolioses: Ellipeses*, 1984.
- [155] B. L. Riggs et al., "Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis," vol. 67, n°. 2, p. 328, 1981.
- [156] H. Ritzel et al., "The Thickness of Human Vertebral Cortical Bone and its Changes in Aging and Osteoporosis: A Histomorphometric Analysis of the Complete Spinal Column from Thirty-Seven Autopsy Specimens," vol. 12, n°. 1, p. 89-95, 1997.
- [157] J. W. Roach, "Adolescent Idiopathic Scoliosis," vol. 30, n°. 3, p. 353-365, 7/1/ 1999.
- [158] E. J. Rogala et al., "Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study," The Journal of bone and joint surgery. American volume, vol. 60, n°. 2, p. 173-6, Mar 1978.
- [159] A. Rohlmann et al., "Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo," vol. 19, n°. 6, p. 539-46, Sep 1997.

- [160] A. Rohlmann et al., "Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: A probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis," *J Biomech*, vol. 43, n°. 15, p. 2963-2969, Nov 16 2010.
- [161] A. Rohlmann et al., "Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs," vol. 24, n°. 12, p. 1192, 1999.
- [162] A. Rohlmann et al., "In vitro load measurement using an instrumented spinal fixation device," vol. 18, n°. 6, p. 485-8, Sep 1996.
- [163] R. Roy-Camille et al., "Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating," n°. 203, p. 7-17, 1986.
- [164] R. Salmingo et al., "Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation," *Clin Biomech*, vol. 27, n°. 6, p. 545-550, Jul 2012.
- [165] B. Sandén et al., "Insertion torque is not a good predictor of pedicle screw loosening after spinal instrumentation: a prospective study in 8 patients," vol. 4, p. 14-14, 2010.
- [166] B. G. Santoni et al., "Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws," vol. 9, n°. 5, p. 366-73, May 2009.
- [167] J. A. Schmidt et V. Prasad. Probing, Tapping, Toggling: Are We Inserting Screws Correctly?, [En ligne].
- [168] Scoliosis-Research-Society, "Morbidity and Mortality Committee annual report," dans <http://www.srs.org>, éd, 2005.
- [169] T. M. Shea et al., "Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status," vol. 2014, 2014.
- [170] M. Silva et L. Gibson, "Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: effects of age-related changes in microstructure," vol. 21, n°. 2, p. 191-199, 1997.
- [171] M. J. Silva et al., "Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate," vol. 15, n°. 4, p. 409-414, Jul-Aug 1994.
- [172] E. S. Siris et al., "Identification and fracture outcomes of undiagnosed low bone mineral density in postmenopausal women: results from the National Osteoporosis Risk Assessment," vol. 286, n°. 22, p. 2815-2822, 2001.

- [173] R. Skinner et al., "Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study," vol. 15, n°. 3, p. 195, 1990.
- [174] S. M. Snyder et E. Schneider, "Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography," vol. 9, n°. 3, p. 422-431, 1991.
- [175] W. Sterba et al., "Biomechanical analysis of differing pedicle screw insertion angles," vol. 22, n°. 4, p. 385-91, May 2007.
- [176] F. Taddei et al., "A new meshless approach for subject-specific strain prediction in long bones: Evaluation of accuracy," vol. 23, n°. 9, p. 1192-1199, 2008.
- [177] J. Tailhan et al., "Macroscopic probabilistic modelling of cracking processes in concrete structures," éd: WCCM-ECCOMAS, 2008.
- [178] A. Templeton et M. Liebschner, "A hierarchical approach to finite element modeling of the human spine," vol. 14, n°. 4, p. 317-28, 2004.
- [179] A. S. Theruvath et al., "Correction maneuvers in scoliosis surgery - an overview," vol. 25(2), n°. 2, p. 73-7, 2012.
- [180] W. C. Tsai et al., "Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone," *Bmc Musculoskel Dis*, vol. 10, Apr 30 2009.
- [181] K. Tsubota et al., "Effects of a fixation screw on trabecular structural changes in a vertebral body predicted by remodeling simulation," *Ann Biomed Eng*, vol. 31, n°. 6, p. 733-740, Jun 2003.
- [182] M. Ueno et al., "Should we use cortical bone screws for cortical bone trajectory?," p. 1-6, 2015.
- [183] B. N. Upendra et al., "Outcome-based classification for assessment of thoracic pedicular screw placement," vol. 33, n°. 4, p. 384-90, Feb 15 2008.
- [184] A. R. Vaccaro et al., "Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part I: Morphometric analysis of the thoracic vertebrae," vol. 77, n°. 8, p. 1193, 1995.
- [185] A. Valdevit et al., "New Method for Performance Analysis of Pedicle Screw Designs," communication présentée à, 2011.

- [186] S. Vishnubhotla et al., "A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws," vol. 11, n^o. 8, p. 777-81, Aug 2011.
- [187] E. Wagnac, "Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens," École polytechnique de Montréal. Institut de génie biomédical., Montréal, 2011.
Disponible: <http://publications.polymtl.ca/683/>
- [188] E. Wagnac et al., "Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study," vol. 158, p. 167-171, 2010.
- [189] M. R. Wagner et al., "Aortic abutment after direct vertebral rotation: plowing of pedicle screws," vol. 36, n^o. 3, p. 243-7, 2011.
- [190] W. Wang et al., "The Benefits of Cement Augmentation of Pedicle Screw Fixation Are Increased in Osteoporotic Bone: A Finite Element Analysis," vol. 2, n^o. 4, p. 248-259, 2014.
- [191] X. Wang et al., "Biomechanical Analysis of Corrective Forces in Spinal Instrumentation for Scoliosis Treatment," vol. 37, n^o. 24, p. 1479-87, 2012.
- [192] X. Y. Wang et al., "Biomechanical Analysis of 4 Types of Pedicle Screws for Scoliotic Spine Instrumentation," *Spine*, vol. 37, n^o. 14, p. E823-E835, Jun 15 2012.
- [193] K. Watanabe et al., "A novel pedicle channel classification describing osseous anatomy: how many thoracic scoliotic pedicles have cancellous channels?," vol. 35, n^o. 20, p. 1836-42, Sep 15 2010.
- [194] J. Weinstein et W. Rauschnig, "Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation," vol. 284, p. 34-46, 1992.
- [195] A. A. White et M. M. Panjabi, *Clinical biomechanics of the spine* vol. 446: Lippincott Philadelphia, 1990.
- [196] A. J. Wirth et al., "Mechanical competence of bone-implant systems can accurately be determined by image-based micro-finite element analyses," vol. 80, n^o. 5, p. 513-525, 2010.

- [197] A. J. Wirth et al., "The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability," p. 1060–1067, 2012.
- [198] R. Wittenberg et al., "Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions," vol. 16, n°. 6, p. 647, 1991.
- [199] R. H. Wittenberg et al., "Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength," vol. 296, p. 278-287, 1993.
- [200] S. Wray et al., "Pedicule screw placement in the lumbar spine: effect of trajectory and screw design on acute biomechanical purchase," vol. 22, n°. 5, p. 503-510, 2015.
- [201] S. S. Wu et al., "Stiffness between different directions of transpedicular screws and vertebra," Clin Biomech, vol. 13, p. S1-S8, 1998.
- [202] R. Xu et al., "Anatomic Considerations of Pedicle Screw Placement in the Thoracic Spine: Roy- Camille Technique Versus Open- Lamina Technique," vol. 23, n°. 9, p. 1065-1068, 1998.
- [203] Y.-B. Yan et al., "Finite element study on the amount of injection cement during the pedicle screw augmentation," vol. 26, n°. 1, p. 29-36, 2013.
- [204] Q. H. Zhang et al., "Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine," vol. 37, n°. 4, p. 479-85, Apr 2004.
- [205] M. R. Zindrick et al., "A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine," vol. 203, n°. 99-112, p. 29, 1986.