

Titre: Modélisation biomécanique de la trajectoire des vis sacro-iliaques :
Title: application pour optimiser l'ancrage tenant compte de la qualité osseuse spécifique au patient

Auteur: Ningxin Qiao
Author:

Date: 2023

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Qiao, N. (2023). Modélisation biomécanique de la trajectoire des vis sacro-iliaques : application pour optimiser l'ancrage tenant compte de la qualité osseuse spécifique au patient [Mémoire de maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/57044/>

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

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/57044/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, & Isabelle Villemure
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Modélisation biomécanique de la trajectoire des vis sacro-iliaques : application
pour optimiser l'ancrage tenant compte de la qualité osseuse spécifique au
patient**

NINGXIN QIAO

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie biomédical

Décembre 2023

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Modélisation biomécanique de la trajectoire des vis sacro-iliaques : application pour optimiser l'ancrage tenant compte de la qualité osseuse spécifique au patient

présenté par **Ningxin QIAO**

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

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

Géraldine MERLE, présidente

Carl-Éric AUBIN, membre et directeur de recherche

Isabelle VILLEMURE, membre et codirectrice de recherche

Marie-Hélène BEAUSÉJOUR, membre externe

DÉDICACE

*« La créativité consiste à voir ce que les autres voient et à penser ce que personne n'a jamais
pensé. »*

Albert Einstein

REMERCIEMENTS

J'aimerais d'abord remercier mes directeurs, les Professeurs titulaires Carl-Eric Aubin et Isabelle Villemure du département de génie mécanique de Polytechnique Montréal. Je tiens à leur exprimer ma profonde gratitude pour cette immense opportunité qui m'a été donnée d'explorer mes capacités et mon potentiel, ainsi que de mieux me connaître dans le cadre de mon développement professionnel. Leur disponibilité pour répondre à mes questions et leurs conseils éclairés m'ont donné la confiance nécessaire pour surmonter les défis, atteindre mes objectifs et m'engager pleinement dans ma trajectoire pour devenir un véritable chercheur. Leur attention à mon bien-être personnel m'a fait ressentir une réelle considération et un soutien précieux tout au long de ce parcours.

J'aimerais également exprimer ma gratitude envers tous les assistants de recherche et étudiants du laboratoire qui m'ont offert leur soutien généreux tout au long de ces années. En particulier, je tiens à remercier Christian Bellefleur et Sophie Labat pour leur soutien dans le code du krigeage, Carolina Solorzano-Barrera pour m'avoir familiarisé avec le système d'imagerie. Enfin, un immense remerciement à Sajjad Talzali qui m'a enseigné toutes les techniques de modélisation et m'a prodigué des conseils généreux et pertinents tout au long du projet, afin d'éviter les erreurs inutiles.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à Dr. Zhi Wang, Professeur Yvan Petit et Dr. Jeremy Rawlinson pour leurs précieux avis sur le projet. Je suis extrêmement reconnaissant du temps qu'ils ont consacré à améliorer les éléments du projet.

Un grand merci également à toutes les organisations ainsi qu'à ceux qui y travaillent et qui ont été impliqués dans ce projet. Je tiens notamment à mentionner Polytechnique Montréal, l'Institut TransMedTech, OPSIDIAN, le CRSNG, Medtronic et EOS imaging, qui ont rendu ce projet possible grâce à leur soutien technique, leur équipement et leur financement.

Enfin, je voudrais exprimer ma profonde reconnaissance envers ma famille et mes amis pour leur soutien inébranlable et leur affection indéfectible durant toutes ces années d'études. Leurs encouragements sont une véritable source d'énergie et de motivation qui m'a permis de persévérer dans les moments difficiles. Je suis très heureux de les avoir à mes côtés, et je sais que leur amour et leur amitié continueront de m'accompagner dans toutes mes réalisations futures.

RÉSUMÉ

Les déformations de la colonne vertébrale chez l'adulte regroupent diverses pathologies de la colonne vertébrale qui surviennent généralement avec l'âge et affectent de 30% à 60% de la population. Une intervention chirurgicale est souvent nécessaire chez les patients âgés atteints de déformation sévère, et on a observé une augmentation significative de 141% des procédures de fusion vertébrale à longue portée aux États-Unis entre 2004 et 2014. Cependant, des complications telles que la dégénérescence du disque L5-S1 et le déséquilibre sagittal peuvent survenir avec une incidence de 61%, en particulier lorsque la fusion s'étend jusqu'à L5. Pour remédier à ces problèmes, des vis S2-alalaire-iliaques ont été utilisées en remplacement des vis iliaques en raison de leur taux de révision plus faible avec un rapport de cotes de 7,84, ainsi que de leur moindre invasivité. Cependant, il existe un risque significatif de desserrage des vis et de cicatrisation insuffisante, notamment chez les patients âgés de 70 ans ou plus, avec des taux rapportés allant de 50% à 66%. Ce risque est accru par la mauvaise qualité osseuse couramment observée chez les personnes âgées, ce qui augmente la probabilité de desserrage des vis de fixation et de pseudarthrose dans la région lombo-sacrée.

L'analyse par éléments finis a été utilisée dans des études récentes pour analyser et optimiser sur le plan biomécanique les implants spino-pelviens. Cependant, les recherches antérieures se sont souvent concentrées sur la combinaison de modèles par éléments finis avec des images médicales pour améliorer la représentation de la qualité osseuse, ou sur l'utilisation de méthodes d'optimisation en conjonction avec des modèles par éléments finis pour optimiser numériquement la résistance de fixation. Il manque un lien entre ces deux aspects pour une optimisation numérique réaliste dans la littérature. Ainsi, l'objectif de ce projet de recherche est de développer et de valider une méthode qui intègre les propriétés mécaniques du tissu osseux extraites à partir des radiographies bi-planaires multi-énergie, ainsi que d'utiliser ce modèle personnalisé pour optimiser la trajectoire des vis S2-alalaire-iliaques.

La calibration entre les radiographies bi-planaires multi-énergie et les tomodensitométries a été réalisée pour estimer la densité minérale osseuse volumétrique à partir de la densité minérale osseuse surfacique. Les radiographies bi-planaires multi-énergie ont été générées à partir des données de tomodensitométrie et ont été calibrées à l'aide d'une analyse de régression. Une région d'intérêt a été définie dans l'os entourant la vis pour évaluer la fixation pelvienne, et les éléments

trabéculaires dans cette région ont été regroupés en fonction de leurs valeurs de densité. Les propriétés mécaniques ont été déterminées pour chaque groupe, et une loi élastoplastique de Johnson-Cook a été utilisée pour simuler le comportement de l'os. La densité de l'os cortical a été réduite de 35% en tenant compte de l'âge du patient, et les autres propriétés des matériaux ont été ajustées en conséquence.

Une étude de validation a été réalisée pour évaluer une approche d'insertion de vis pelvienne. Un cas de test spécifique a été sélectionné, utilisant les tomodensitométries d'une femme de 81 ans pour générer des radiographies correspondantes. Une vis pelvienne a été insérée dans l'ilium droit, et sa force d'extraction et sa rigidité initiale ont été déterminées. Des études de convergence ont été effectuées pour déterminer le nombre optimal de zones pour la segmentation de l'os trabéculaire. La taille de la région d'intérêt autour de la vis a été évaluée par des simulations d'extraction avec des diamètres variables et des vitesses décroissantes. La validation a été réalisée en comparant les résultats avec des études expérimentales et en effectuant des tests statistiques, en tenant compte des incertitudes liées à la calibration et aux propriétés des matériaux. Une analyse de sensibilité a été réalisée pour comparer les modèles non homogènes spécifiques au patient avec des modèles homogènes et différentes configurations ont été testées.

Enfin, l'algorithme génétique a été utilisé pour optimiser les dimensions et les trajectoires des vis S2-alaire-iliaques pour une femme de 81 ans atteinte d'ostéoporose et une femme de 35 ans en bonne santé, en se basant sur leurs modèles par éléments finis personnalisés obtenus selon les étapes décrites précédemment. Les variables à optimiser comprenaient le point d'insertion de la vis, les angles de trajectoire et la taille de la vis. Des contraintes ont été appliquées pour éliminer les solutions impossibles. Un score a été attribué à chaque solution en fonction de la masse osseuse estimée autour de la vis (approche optimisée) ou du diamètre maximal du couloir de la vis (approche standard). Les opérations de sélection, de croisement et de mutation ont été utilisées pour améliorer progressivement les résultats. Des simulations ont été effectuées pour évaluer l'extraction des vis et les conditions de charge de basculement, en utilisant les courbes force-déplacement pour calculer la rigidité initiale et la force de défaillance. Les résultats ont été comparés à l'aide de tests de Student appariés.

Les résultats ont révélé une erreur quadratique moyenne de $74,7 \text{ mg/cm}^3$ entre les valeurs HU réelles obtenues à partir des tomodensitométries et les valeurs prédites. À mesure que le diamètre

de la zone d'intérêt augmente, les valeurs de rigidité initiale et de force d'extraction convergent. La plage de validité des simulations par rapport aux groupes expérimentaux est résumée, avec des valeurs de p allant de 0,38 à 0,42 pour la comparaison avec le groupe expérimental 1 et de 0,11 à 0,83 pour la comparaison avec le groupe expérimental 2. Dans l'étude de sensibilité, différents modèles et trajectoires ont donné des valeurs variables de force d'extraction et de rigidité initiale, telles que 794 N et 10964 N/mm pour un modèle homogène sur l'ensemble de l'ilium, 561 N et 7556 N/mm pour un modèle homogène composé de deux régions, et 939 N et 15271 N/mm pour la trajectoire différente.

La trajectoire optimale des vis S2-alaire-iliaques était plus latérale et caudale avec l'approche optimisée, avec des angles d'insertion variant de 49° à 66° dans le plan sagittal et de 29° à 35° dans le plan transversal, par rapport à l'approche standard où les plages étaient de 44° à 54° et de 24° à 30° respectivement. Les forces d'extraction varient de 5 kN à 18,4 kN avec l'approche optimisée et étaient 2,4 fois plus élevées qu'avec l'approche standard (de 2,1 kN à 7,7 kN). Les forces de basculement simulées ont généré des forces de défaillance allant de 0,8 kN à 10,1 kN avec l'approche optimisée, supérieures à celles de l'approche standard (entre 0,9 kN et 2,9 kN). La masse osseuse entourant la vis, représentant le score de qualité et les forces d'extraction du cas ostéoporotique, était corrélée ($R^2 > 0,8$).

Cette étude confirme la faisabilité de construire un modèle par éléments finis complet et spécifique au patient pour l'évaluation de la fixation par vis du bassin en utilisant une approche originale qui intègre les propriétés du matériau osseux dérivées de la radiographie bi-planaire multi-énergie. La méthode d'optimisation de la taille et de la trajectoire de la vis S2AI en utilisant ce type de modèles avec un algorithme génétique permet de prendre en compte les contraintes chirurgicales et améliore de manière cohérente les performances de fixation. Ces développements constituent une étape importante vers un outil de planification préopératoire pour la déformation du rachis afin d'évaluer de manière exhaustive les performances biomécaniques de la fixation.

ABSTRACT

Adult spinal deformities encompass various spinal pathologies that typically occur with age and affect 30% to 60% of the population. Surgical intervention is often necessary in elderly patients with severe deformities, and there has been a significant increase of 141% in long-segment spinal fusion procedures in the United States between 2004 and 2014. However, complications such as L5-S1 disc degeneration and sagittal imbalance can occur with an incidence of 61%, especially when the fusion extends to L5. To address these issues, S2-alar-iliac screws have been used as an alternative to iliac screws due to their lower revision rates with an odds ratio of 7.84, and their less invasive nature. However, there is a significant risk of screw loosening and insufficient healing, particularly in patients aged 70 years or older, with reported rates ranging from 50% to 66%. This risk is heightened by the commonly observed poor bone quality in the elderly, which increases the likelihood of screw loosening and pseudarthrosis in the lumbosacral region.

Finite element analysis has been used in recent studies to analyze and biomechanically optimize spinopelvic implants. However, previous research has often focused on combining finite element models with medical imaging to improve the representation of bone quality or on using optimization methods in conjunction with finite element models to numerically optimize fixation strength. There is a missing link between these two aspects for realistic numerical optimization in the literature. Thus, the objective of this research project is to develop and validate a method that integrates the mechanical properties of bone tissue extracted from multi-energy biplanar radiographs, as well as using this personalized model to optimize the trajectory of S2-alar-iliac screws.

Calibration between multi-energy biplanar radiographs and CT was performed to estimate volumetric bone mineral density from surface bone mineral density. Multi-energy biplanar radiographs were generated from CT data and calibrated using regression analysis. A region of interest was defined in the bone surrounding the screw to evaluate pelvic fixation, and trabecular elements in this region were grouped based on their density values. Mechanical properties were determined for each group, and a Johnson-Cook elastoplastic law was used to simulate the behavior of the bone. Cortical bone density was reduced by 35% accounting for the patient's age, and other material properties were adjusted accordingly.

A validation study was conducted to assess a pelvic screw insertion approach. A specific test case was selected, using the CT-scans of an 81-year-old woman to generate corresponding radiographs. A pelvic screw was inserted into the right ilium, and its extraction force and initial stiffness were determined. Convergence studies were performed to determine the optimal number of clusters for assigning bone materials. The size of the region of interest around the screw was evaluated through extraction simulations with varying diameters and decreasing velocities. Validation was carried out by comparing the results with experimental studies and conducting statistical tests, considering uncertainties related to calibration and material properties. Sensitivity analysis was performed to compare patient-specific non-homogeneous models with homogeneous models, and different configurations were tested.

Finally, a genetic algorithm was used to optimize the dimensions and trajectories of S2-alar-iliac screws for an 81-year-old woman with osteoporosis and a healthy 35-year-old woman, based on their personalized finite element models obtained following the aforementioned steps. The variables to optimize included the screw insertion point, trajectory angles, and screw size. Constraints were applied to eliminate infeasible solutions. A score was assigned to each solution based on the estimated bone mass around the screw (optimized approach) or the maximum diameter of the screw corridor (standard approach). Selection, crossover, and mutation operations were used to progressively improve the results. Simulations were performed to assess screw extraction and tipping load conditions, using force-displacement curves to calculate initial stiffness and failure force. The results were compared using paired Student t-tests.

The results revealed a mean square error of 74.7 mg/cm^3 between the actual Hounsfield unit values obtained from CT and the predicted values. As the size of the region of interest increased, the values of initial stiffness and extraction force converged. The validity range of the simulations compared to the experimental groups is summarized, with p-values ranging from 0.38 to 0.42 for comparison with experimental group 1 and from 0.11 to 0.83 for comparison with experimental group 2. In the sensitivity analysis, different models and trajectories yielded varying values of extraction force and initial stiffness, such as 794 N and 10964 N/mm for a homogeneous model over the entire ilium, 561 N and 7556 N/mm for a homogeneous model composed of two regions, and 939 N and 15271 N/mm for the different trajectory.

The optimal trajectory of S2-alar-iliac screws was more lateral and caudal with the optimized approach, with insertion angles ranging from 49° to 66° in the sagittal plane and from 29° to 35° in the transverse plane, compared to the standard approach where the ranges were 44° to 54° and 24° to 30°, respectively. The extraction forces ranged from 5 kN to 18.4 kN with the optimized approach, which was 2.4 times higher than with the standard approach (ranging from 2.1 kN to 7.7 kN). Simulated tipping loads generated failure forces ranging from 0.8 kN to 10.1 kN with the optimized approach, which were higher than those of the standard approach (ranging from 0.9 kN to 2.9 kN). The bone mass surrounding the screw, representing the quality score and the extraction forces in the osteoporotic case, were correlated ($R^2 > 0.8$).

In conclusion, this research project developed and validated a method for integrating the mechanical properties of bone tissue extracted from multi-energy biplanar radiographs into finite element models. The personalized models were used to optimize the trajectory of S2-alar-iliac screws for patients with spinal deformities. The results demonstrated the feasibility and effectiveness of the optimized approach, which provided better screw-bone interaction and improved screw performance compared to the standard approach. This method has the potential to enhance surgical outcomes and reduce complications in elderly patients with spinal deformities. Further research and clinical validation are necessary to confirm the findings and establish the practical applicability of this approach in real-world scenarios.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VIII
TABLE DES MATIÈRES	XI
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES.....	XVII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale et du bassin.....	4
2.1.1 Colonne vertébrale	4
2.1.2 Bassin	5
2.1.3 Mesures des paramètres spino-pelviens	7
2.2 Propriétés mécaniques du bassin osseux	9
2.2.1 Composition, structure et densité osseuse du bassin.....	9
2.2.2 Corrélation entre la densité osseuse et les propriétés mécaniques	14
2.3 Pathologies de déformation du rachis adulte	18
2.3.1 Description des principales pathologies de déformation du rachis adulte	18
2.3.2 Traitement par instrumentation chirurgicale spino-pelvienne	20
2.3.2.1 Description des techniques d'instrumentations chirurgicales.....	20
2.3.2.2 Fixation spino-pelvienne.....	22
2.3.2.3 Défaillances mécaniques associées à l'ancrage pelvien de l'instrumentation.....	26

2.3.2.4	Amélioration de la fixation de la trajectoire des vis S2AI.....	29
2.4	Imagerie médicale radiographique multi-énergie.....	32
2.5	Modélisation numérique du bassin.....	35
2.5.1	Techniques de reconstruction 3D géométrique du bassin.....	35
2.5.2	Modélisation par éléments finis avec instrumentation spino-pelvienne	36
2.5.3	Modèle SM2S.....	39
2.5.4	Études expérimentales sur la fixation des vis pelviennes	43
2.5.5	Cartographie de la qualité osseuse et des propriétés mécaniques dans le modèle numérique.....	44
2.5.6	Modélisation par éléments finis du rachis exploitant l'imagerie bi-planaire pour personnaliser les propriétés mécaniques	45
CHAPITRE 3 SYNTHÈSE DE LA PROBLÉMATIQUE, FORMULATION DES HYPOTHÈSES ET ÉNONCÉ DES OBJECTIFS		48
CHAPITRE 4 ARTICLE 1: A NOVEL METHOD FOR ASSIGNING BONE MATERIAL PROPERTIES TO A COMPREHENSIVE PATIENT-SPECIFIC PELVIC FINITE ELEMENT MODEL USING BIPLANAR MULTI-ENERGY RADIOGRAPHS.....		50
4.1	Présentation de l'article	50
4.2	Abstract.....	50
4.3	Introduction	51
4.4	Methods	52
4.4.1	BMEX calibration	52
4.4.2	Geometric personalization of pelvis and meshing	53
4.4.3	Bone material assignment	55
4.4.4	Boundary conditions	58
4.4.5	Model verification and validation	59

4.4.5.1	Context of use	59
4.4.5.2	Verification	59
4.4.5.3	Validation.....	60
4.4.5.4	Sensitivity study.....	61
4.5	Results	61
4.5.1	BMEX calibration equation	61
4.5.2	Verification of geometric personalization.....	63
4.5.3	Convergence study	64
4.5.4	Verification of geometric personalization.....	66
4.5.5	Sensitivity study	67
4.6	Discussion.....	68
4.7	Conclusion.....	70
4.8	Acknowledgment.....	70
4.9	Disclosure statement.....	70
CHAPITRE 5 ARTICLE 2: OPTIMIZATION OF S2-ALAR-ILIAC SCREW (S2AI) FIXATION IN ADULT SPINE DEFORMITY USING A COMPREHENSIVE GENETIC ALGORITHM AND FINITE ELEMENT MODEL PERSONALIZED TO PATIENT GEOMETRY AND BONE MECHANICAL PROPERTIES		71
5.1	Présentation de l'article	71
5.2	Structured abstract	71
5.2.1	Purpose	71
5.2.2	Methods.....	72
5.2.3	Results	72
5.2.4	Conclusion.....	72
5.3	Introduction	72

5.4	Methods	74
5.4.1	Model setup	74
5.4.2	GA workflow.....	74
5.4.3	Finite element modeling and static load simulations on S2AI screws	76
5.5	Results	78
5.6	Discussion.....	80
5.7	Conclusion	83
CHAPITRE 6 ARTICLE 3: A METHOD FOR LOCAL DETERMINATION OF THE VOLUMETRIC DENSITY OF PELVIC TRABECULAR BONE USING MULTI-ENERGY BI-PLANAR X-RAYS		84
6.1	Présentation de l'article	84
6.2	Abstract.....	84
6.3	Introduction	85
6.4	Methods	85
6.5	Results	87
6.6	Discussion.....	88
6.7	Conclusion	89
6.8	Acknowledgment.....	89
CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE		90
CHAPITRE 8 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS.....		94
RÉFÉRENCES.....		96
ANNEXE		105

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Prédiction linéaire ($E = a + bX$, $E = a + bX_1 + cX_2$) et de puissance ($E = aX^b$, $E = aX_1^b X_2^c$) du module d'Young (E , GPa) en fonction de la composition osseuse ($X = \rho a$, $\rho \alpha$, α). Adapté de Keller (1994).	16
Tableau 2.2 Prédiction linéaire ($S = a + bX$, $S = a + bX_1 + cX_2$) et de puissance ($S = aX^b$, $S = aX_1^b X_2^c$) de la contrainte ultime (S , MPa) en fonction de la composition osseuse ($X = \rho a$, $\rho \alpha$, α). Adapté de Keller (1994).	16
Tableau 2.3 Propriétés mécaniques optimales de l'os calculées à deux vitesses de déplacement. Adapté de Garo et al. (2011).	17
Tableau 2.4 Défaillances observées dans la fixation pelvienne par vis S2AI.....	28
Table 4.1 Nomenclature for equations symbols in Table 4.2.....	57
Table 4.2 Experimental equations to define Johnson-Cook elastoplastic material law.	58
Table 4.3 Specifications of specimens used as a basis for comparison.	61
Table 4.4 WLS regression results using both BMEXs.....	62
Table 4.5 WLS regression results using a single PA BMEX.....	62
Table 4.6 WLS regression results using a single lateral BMEX.	63
Table 4.7 Comparison of pelvis measurements between the patient-specific FEM and reference medical images (in mm).	63
Table 4.8 Change in PF and IS as a function of ROI diameter.	64
Table 4.9 Validation results.	66
Table 5.1 Material properties of soft tissues.	77
Table 5.2 Optimal trajectories (L = left ilium; R = right ilium).....	78
Table 5.3 Other optimal trajectories with smaller screws for the osteoporotic right ilium obtained using the BM method.	79
Table 5.4 Results of Force to failure (FtF) and Initial stiffness (IS) for the simulated loading conditions of the trajectories in Table 5.2. (L = left ilium; R = right ilium).	79

Table 5.5 Statistical comparison between the BM and GEO optimization methods.	80
Table 6.1 Difference between the predicted and actual CT-scans of average HU values and cortical bone thickness at critical anatomical sites. Positive values indicate higher predicted values than actual bones.	88
Tableau A.1 Comparaison des âges des bassins dans l'étude radiographique (Inagaki et al., 2022) et l'étude expérimentale (Oberkircher et al., 2021).	105
Tableau A.2 Comparaison de la densité osseuse mesurée par tomodensitométrie entre les patientes utilisées dans notre étude et celles de l'étude menée par Inagaki et al. (2022).	106
Tableau A.3 Comparaison de la force d'extraction entre l'étude expérimentale (Oberkircher et al., 2021) et les simulations.	106

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Anatomie de la colonne vertébrale. Adapté de Anatomie - Colonne vertébrale (anatomiehumaine.net).....	4
Figure 2.2 Anatomie du sacrum. Adapté de Sacrum — Wikipédia (wikipedia.org).....	6
Figure 2.3 Anatomie du bassin. Adapté de Tout savoir sur les douleurs du bassin - BLOG TOOMED.....	6
Figure 2.4 Ligament pelviens. Adapté de Ligaments of Pelvis Epomedicine.....	7
Figure 2.5 Paramètres spino-pelviens. Adapté de Celestre, Dimar, and Glassman (2018).	8
Figure 2.6 Composition et structure osseuse. Adapté de os.jpg (606×312) (acteurdemasante.lu) et Schéma des différentes composantes de l'os naturel à différentes... Download Scientific Diagram (researchgate.net).	10
Figure 2.7 Régression de la BMD du rachis lombaire en fonction de l'âge chez 105 femmes sans pathologie. Adapté de Riggs et al. (1981).....	11
Figure 2.8 Analyse de régression pour les tissus corticaux (cercles pleins) et trabéculaires (cercles creux) regroupés. Adapté de Schileo et al. (2008).	12
Figure 2.9 Sélection de la région d'intérêt dans le S1. S1 = corps vertébral S1 ; LA = aile latérale ; CA = aile centrale. Adapté de Hoel et al. (2017).	12
Figure 2.10 Les 15 régions osseuses identifiées sur le bassin d'un sujet. Adapté de McGuire et al. (2014).	13
Figure 2.11 Modèles tridimensionnels montrant la distribution des valeurs de l'unité Hounsfield (HU) dans l'os spongieux du bassin. (A) montre des cas représentatifs d'hommes (un homme de 30 ans et un homme de 71 ans) et (B) montre des cas représentatifs de femmes (une femme de 25 ans et une femme de 76 ans). a- os pubien ; b- paroi antérieure ; c- toit ; d- paroi postérieure ; e- tubérosité ischiatique ; f- corps de l'ilion. Adapté de (Inagaki et al., 2022).	13
Figure 2.12 Courbe contrainte-déformation pour l'os cortical testé dans la direction longitudinal (à gauche) et pour l'os trabéculaire testé le long de la direction principale (à droite). On remarque la différence d'échelle du niveau des contraintes entre les 2 types d'os. Adapté de Morgan et al. (2018).	14

Figure 2.13 La loi de Johnson–Cook utilisée pour représenter le comportement structurel de l’os. Adapté de Garo, Arnoux, Wagnac, and Aubin (2011).....	15
Figure 2.14 Caractéristiques de la dysfonction sagittale du rachis. Adapté de Smith et al. (2014).	19
Figure 2.15 Caractéristiques de la scoliose dégénérative. Adapté de De Novo Scoliosis: What You Need To Know? Scoliosis SOS et Adult Degenerative Scoliosis - Matthew D. Hepler, M.D. (southfloridabackspineandscoliosis.com).	19
Figure 2.16 Etapes chirurgicales de la fixation par vis pédiculaires. Adapté de Back Surgery L4 5 and L5 S1 Discectomy Stock Photo - Alamy.....	21
Figure 2.17 Trajectoires des vis pédiculaires. Adapté de Figure 1 Scientific Reports (nature.com).	22
Figure 2.18 Vues latérale (gauche) et transverse (droite) de la fixation spino-pelvienne. Adapté de Moshirfar et al. (2005).	23
Figure 2.19 Fixation par vis iliaques (A) et par S2AI (B). Adapté de [PDF] Spinopelvic Reconstruction Following Lumbosacral tumor Resection Semantic Scholar).....	24
Figure 2.20 Illustration de la trajectoire de la vis iliaque. Adapté de Katsuura et al. (2018).....	25
Figure 2.21 Illustration de la trajectoire de la vis S2AI. Adapté de Katsuura et al. (2018).....	26
Figure 2.22 La tomodensitométrie montre une zone radiotransparente autour de la vis S2AI, ce qui indique un desserrage. Adapté de Iijima et al. (2020).....	29
Figure 2.23 Emplacement des points d'entrée des vis S1AI-S4AI sur un modèle pelvien tridimensionnel représenté respectivement par les quatre points rouges. Adapté de Liu et al. (2020).	30
Figure 2.24 Processus de projection orthographique du canal de la vis S2AI. A, B Le cercle inscrit maximal centré sur le point d'entrée (première flèche), le profil de surface de la zone étroite de l'os cortical de l'ilium et de l'encoche sciatique (deuxième flèche), et la limite postérieure du SIJ (troisième flèche). C Les plans de projection gauche et droit (plans gris), ainsi que la projection de chaque partie sur le plan de projection orthographique (courbes bleues). Les cylindres rouges représentent les canaux idéaux de la vis S2AI qui passent par le point d'entrée	

et dont les rayons sont égaux aux rayons du cercle inscrit maximum. Adapté de Liu et al. (2020).	30
Figure 2.25 L'angle entre la trajectoire de la vis et la ligne verticale à partir de la vue antéropostérieure (α) et celui entre la trajectoire de la vis et la ligne verticale à partir de la vue latérale (β). La trajectoire jaune correspond à la vis maximale vers le bas et la trajectoire rouge correspond à la vis maximale vers le haut. Adapté de Wu et al. (2016).	31
Figure 2.26 Identification de la trajectoire conventionnelle de la vis violant le cortex autour de la dépression dans l'os iliaque.	32
Figure 2.27 Exemple de patiente dans la cabine de BMEX, dans la position debout pour l'acquisition des radiographies orthogonales. Adapté de EOSedge - EOS imaging (eos-imaging.com).....	33
Figure 2.28 Image à faible énergie (à gauche) et image à haute énergie (à droite). Adapté de Dual Energy Radiography Acquisition and Processing Radiology SUNY Upstate Medical University.	34
Figure 2.29 Image des tissus mous seulement (à gauche) et image de l'os seulement (à droite). Adapté de Dual Energy Radiography Acquisition and Processing Radiology SUNY Upstate Medical University.	34
Figure 2.30 Reconstruction 3D et modélisation géométrique du rachis personnalisé à partir des radiographies bi-planaires d'un patient.....	35
Figure 2.31 FEM du rachis lombaire (L3-L5) et du bassin avec instrumentation. Adapté de Shin et al. (2018).	36
Figure 2.32 Charges physiologiques et conditions aux limites appliquées au FEM du bassin. Adapté de Shin et al. (2018).	37
Figure 2.33 Configurations lombosacrées étudiées : (1) intacte, (2) vis pédiculaires jusqu'à S1, (3) vis pédiculaires jusqu'à S1 + vis iliaques, (4) vis pédiculaires jusqu'à S1 + vis S2AI, et (5) vis pédiculaires jusqu'à S1 + implants bilatéraux. Adapté de Casaroli et al. (2019).	38
Figure 2.34 FEM des trois techniques différentes de fixation par (a) vis iliaque, (b) S2AI, (c) vis iliaque modifiée. Adapté de Sohn et al. (2018).	39

Figure 2.35 Section transversale le long du plan médian sagittal de la partie lombaire (L3-L5) et du bassin du modèle SM2S avec l'os cortical (orange), l'os trabéculaire (violet), les disques intervertébraux (bleu) et les ligaments (en vert).	40
Figure 2.36 La vertèbre L3 du modèle SM2S avec une vis à filetage simple cylindrique (longueur de 50 mm, diamètre de 8,5 mm) insérée. L'épaisseur régionale corticale et les éléments utilisés et la distribution du maillage sont indiqués. La direction de la force d'extraction est représentée par la flèche rouge. Adapté de Bianco et al. (2017).	41
Figure 2.37 Champ de contrainte dans l'os trabéculaire de la fixation par S1AI montrant les conditions d'extraction (à gauche) et les conditions de basculement d'extension (à droite) (adapté de Fradet et al. (2020)).	42
Figure 2.38 Courbe force-déplacement montrant la rigidité initiale et la méthode de mesure de la force d'extraction. Adapté de Fradet et al. (2020).	42
Figure 2.39 Modèles maillés avec une distribution homogène (à gauche) et hétérogène (à droite) avec une vis pédiculaire insérée dans le pédicule droit. Adapté de Solorzano Barrera et al. (2023).	46
Figure 4.1 Workflow of calibration between CT-scans and BMEXs.	53
Figure 4.2 Control points (red dots) used for dual kriging applied to SM2S.	54
Figure 4.3 Illustration of pelvic screw trajectory in the right ilium.	55
Figure 4.4 Workflow of bone material assignment.	56
Figure 4.5 Clinical iliac measurement parameters.	60
Figure 4.6 Force-displacement curves as a function of ROI diameter (illustrated with blue arrows in the top left picture).	65
Figure 4.7 Convergence of kinetic energy at a displacement rate of 0.002 mm/ms.	65
Figure 4.8 One-sample t-test between experiments and simulation.	66
Figure 4.9 Stress distribution with a non-homogeneous model (top) and a homogeneous model consisting of two regions (bottom).	67

Figure 5.1 Schematic representation of entry region (blue region) (left), trajectory angle with respect to the sagittal plane (SA) (middle), and trajectory angle with respect to transverse plane (TA) (right) for the right S2AI screw.	75
Figure 5.2 Cross-section of (a) a hollow cylinder and (b) a full cylinder that were used to sum the properties in the red region to evaluate the fitness score. The trabecular bone is represented in white and the cortical bone in yellow.....	76
Figure 5.3 Tested loadings applied to the screw head.....	78
Figure 5.4 Correlation between the fitness function (x-axis) and FtF (y-axis) for pullout test in osteoporotic and normal cases using BM and GEO optimization methods. The two fitness functions are: a) the bone mass around the screw shank, and b) the bone mass in the screw cylinder.....	80
Figure 6.1 Critical anatomical sites used to evaluate bone density prediction: 1. Body of ilium 2. S2 central ala 3. Cortical ilium at S2 4. Great sciatic notch thickness.....	87
Figure 7.1 Relation des structures neurovasculaires à l'os pelvien. Adapté de (Koller, Zenner, Hempfing, Ferraris, & Meier, 2013).	92

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AIIS	épine iliaque antéro-inférieure
AP	antéro-postérieur
ASD	déformation de la colonne vertébrale chez l'adulte
BMD	densité minérale osseuse
BMEX	radiographie bi-planaire multi-énergies
DXA	absorptiométrie à double énergie
FEA	analyse par éléments finis
FEM	modèle par éléments finis
FtF	force à la rupture
GA	algorithme génétique
HA	hydroxyapatite de calcium
HU	unité Hounsfield
IS	rigidité initiale
LAT	latéral
LL	lordose lombaire
MAD	différence absolue moyenne
MLM	modèle d'apprentissage automatique
PA	postéro-antérieur
PF	force d'extraction
PI	incidence pelvienne
PIIS	épine iliaque postéro-inférieure
PS	pente sacrée
PSIS	épine iliaque postéro-supérieure

PT	inclinaison pelvienne
qCT	tomodensitométries quantitatives
RMSE	erreur quadratique moyenne
ROI	région d'intérêt
S1AI	S1-alaire-iliaque
S2AI	S2-alaire-iliaque
SAM	modèle d'apparence statistique
SAV	axe vertical sagittal
SIJ	joint sacro-iliaque
SM2S	spine model for safety and surgery
TCIA	le cancer imaging archive
vBMD	densité minérale osseuse volumique

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Les pathologies entraînant des déformations du rachis chez les personnes âgées ont une prévalence assez importante, allant de 37% à 62% (Thomas, Wong, Steelman, & Rodriguez, 2019), laquelle continue d'augmenter avec le vieillissement de la population. Dans le cas de déformations sévères, une intervention chirurgicale est nécessaire afin de restaurer l'alignement global, en particulier dans le plan sagittal, décompresser les éléments neuronaux et réaliser la fusion, tout en souhaitant éviter les complications postopératoires (Ailon et al., 2015). Pour ce faire, des tiges métalliques connectées aux vertèbres par des vis pédiculaires sont utilisées, entraînant une fusion de celles-ci. L'extension de l'instrumentation jusqu'au bassin est nécessaire dans le cas d'instabilités importantes pour assurer une correction et balance adéquates du rachis. Elle vise à renforcer la stabilité et la solidité de l'instrumentation rachidienne, peut impliquer l'utilisation de différentes vis, telles que les vis sacrales, S2AI et les vis iliaques. Les vis S2AI sont insérées de la crête sacrée latérale entre S1 et S2 à l'AIIS, tandis que les vis iliaques sont fixées dans l'os iliaque. Cependant, étant donnée les forces importantes exercées en région distale ainsi que de la faible densité de l'os au niveau du bassin, particulièrement chez les patients âgés, il existe un risque élevé de desserrage des vis (F. H. Shen, Mason, Shimer, & Arlet, 2013). Par conséquent, les localisations et les trajectoires de ces vis doivent être adaptées en fonction des spécificités anatomiques et des besoins du patient pour assurer un ancrage adéquat.

Avec l'avènement des technologies d'assistance par fluoroscopie, navigation et robotique, il est désormais possible d'améliorer la précision pour placer les vis (Hoel, Ledonio, Takahashi, & Polly, 2017). Les vis pelviennes selon la trajectoire S2AI est privilégiée par les chirurgiens en raison de ses avantages tels qu'une dissection minimale et une meilleure fixation par rapport à d'autres options telles que la vis iliaque (Ilyas, Place, & Puryear, 2015; Mazur et al., 2015), ainsi que d'un ancrage permettant un plus grand bras de levier. Cependant, chez les patients âgés de 70 ans et plus, on constate un taux de défaillance très élevé, atteignant jusqu'à 66% pour le desserrage et 85% pour la pseudarthrose (Iijima et al., 2020; Nakashima et al., 2020). L'ostéoporose présente chez ces patients peut donc contribuer à ces complications. De plus, l'hétérogénéité et la distribution spatiale de la qualité osseuse du bassin varient considérablement d'un individu à l'autre, en fonction de leur âge et de leur état de santé, ce qui rend leur évaluation difficile.

L'analyse et l'optimisation biomécaniques des implants dans différentes localisations anatomiques ont été réalisées grâce au FEM. Une combinaison de la méthode des plans d'expériences et de FEM a été utilisée dans de nombreuses études pour évaluer et renforcer la résistance de fixation des implants (Bianco, Arnoux, Mac-Thiong, & Aubin, 2019; Bianco, Arnoux, Wagnac, Mac-Thiong, & Aubin, 2017; Fradet, Bianco, Tatsumi, Coleman, & Aubin, 2020). Ces études ont démontré que des vis plus grandes en diamètre et en longueur permettent un meilleur ancrage dans l'os. Toutefois, la qualité osseuse du bassin est un facteur important qui influence la qualité de fixation. Malgré la valeur des travaux effectués, les lois de matériau de ces modèles restent homogènes et élastiques-linéaires, et les conclusions demeurent générales, car la personnalisation de la qualité osseuse fait défaut.

Solorzano Barrera, Villemure, and Aubin (2023) ont développé une méthode pour intégrer les propriétés mécaniques spécifiques de l'os du patient dans un FEM en utilisant un nouveau système d'imagerie. Ce système fournit des images radiographiques bi-planaires multi-énergie à faible dose (BMEX) et permet de séparer les tissus osseux des tissus mous, ce qui permet d'évaluer la qualité osseuse dans le contexte clinique de la chirurgie de l'ASD. La faisabilité de cette approche a révélé des résultats prometteurs pour une optimisation personnalisée de la trajectoire des implants sacro-iliaques.

L'objectif de ce projet de maîtrise est d'optimiser par éléments finis la performance de la fixation sacro-iliaque spécifique au patient en utilisant BMEX afin de réduire les risques de défaillance mécanique. Cette approche intègre une vision d'ensemble de l'ingénierie en combinant la biomécanique, l'imagerie et l'intelligence artificielle dans la planification chirurgicale, dans le but d'améliorer les résultats pour les patients et les chirurgiens.

Ce mémoire est divisé en sept chapitres. Le premier chapitre est une revue des connaissances qui fournit les éléments nécessaires à la compréhension du sujet abordé. La deuxième partie présente la justification du projet de recherche, résumant la revue des connaissances et exposant la problématique et les objectifs du mémoire. La section suivante présente la méthode d'assignation de la qualité osseuse au FEM personnalisé, ainsi que sa validation sous la forme d'un article scientifique. Ensuite, une autre partie présente la méthode d'optimisation de la trajectoire des vis S2AI sur le FEM développé précédemment, également sous la forme d'un article scientifique. Par la suite, une étude supplémentaire est présentée, utilisant une méthode d'intelligence artificielle

pour améliorer la partie calibration de la méthode proposée dans le premier article, également sous forme d'un article scientifique. Enfin, le sixième et dernier chapitre comprennent une discussion générale sur les méthodes développées dans cette étude, suivie d'une conclusion succincte et de recommandations pour de futures recherches.

CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES

2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale et du bassin

2.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale se compose de 24 os individuels appelés vertèbres, reliés par des disques intervertébraux. Elle se termine par le sacrum et le coccyx, deux sections de vertèbres naturellement fusionnées situées à sa base. De haut en bas, elle est divisée en 5 régions : le rachis cervical avec 7 vertèbres du cou (C1-C7), le rachis thoracique (ou dorsal) avec 12 vertèbres du milieu du dos (T1-T12) reliées à la cage thoracique, le rachis lombaire avec 5 vertèbres du bas dos (L1-L5), le sacrum et le coccyx (Figure 2.1). Cette colonne vertébrale fournit le support principal du corps, permettant à une personne de se tenir debout, de se pencher et de se mouvoir, tout en protégeant la moelle épinière.

La colonne vertébrale normale comporte une courbe en double S dans le plan sagittal. Les courbures de la colonne vertébrale vers l'intérieur sont appelées lordose, comme celles cervicale et lombaire, tandis que les courbures vers l'extérieur sont appelées cyphose, comme les cyphoses thoracique (ou dorsale) et sacrée. Cette structure confère à la colonne vertébrale une grande résistance et des qualités d'absorption des chocs. En particulier, le rôle principal du rachis lombaire est de soutenir le thorax et les membres supérieurs ainsi que les charges qu'ils portent, et de transmettre ces charges au bassin et aux membres inférieurs.

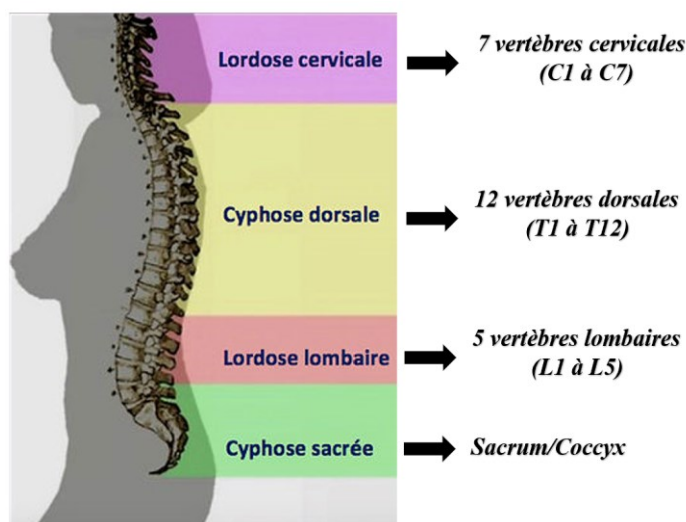


Figure 2.1 Anatomie de la colonne vertébrale. Adapté de Anatomie - Colonne vertébrale (anatomiehumaine.net).

2.1.2 Bassin

Le bassin a l'importante fonction de transférer le poids du squelette supérieur vers le composant inférieur du squelette surtout pendant le mouvement, tout en assurant la stabilité de l'équilibre et de la mobilité durant la marche. Il est composé du sacrum, des os iliaques et du coccyx.

Le sacrum est un os de forme triangulaire composé de 5 vertèbres fusionnées (S1-S5) qui forment 4 foramens sacrés bilatéraux donnant passage aux nerfs rachidiens (Figure 2.2). Le plateau sacré, qui est le sommet du sacrum S1 rejoint la dernière vertèbre lombaire L5 par l'articulation lombo-sacrée. De plus, chaque vertèbre est divisée en trois régions anatomiques, soient le corps du sacrum de forte densité osseuse dénoté par S1 à S5 sur la Figure 2.2, l'aile centrale de faible densité et l'aile latérale de densité moyenne. Les ailes latérales du sacrum se connectent aux os iliaques par les SIJs, qui sont des articulations synoviales permettant un mouvement limité. Elles permettent principalement une légère inclinaison et une petite quantité de rotation, tout en maintenant la stabilité nécessaire pour supporter le poids du tronc et faciliter la transmission des forces entre le haut et le bas du corps (Kapandji, 2008). Il se divise en deux parties : le SIJ antérieur situé à l'avant et le SIJ postérieur situé à l'arrière. Le SIJ antérieur est relativement rigide et présente une surface articulaire rugueuse, tandis que le SIJ postérieur est plus mobile et comporte une surface articulaire plus lisse. Les os iliaques sont reliés devant par la symphyse pubienne et derrière par les SIJs. Chaque os iliaque est composé de trois parties. La partie supérieure est l'ilion qui représente la largeur des hanches. La partie inférieure et postérieure est l'ischion sur lequel le poids tombe en position assise. Enfin, la partie inférieure et antérieure est le pubis. Ces trois parties s'unissent au début de l'âge adulte à une suture triangulaire dans l'acétabulum, la douille en forme de coupe qui forme l'articulation de la hanche avec la tête du fémur, l'os long de la cuisse. Près de la partie supérieure de l'os iliaque, on trouve également l'encoche sciatique qui présente une densité osseuse élevée. Cette densité osseuse élevée contribue à assurer la solidité et la stabilité, ce qui permet de prévenir les fractures et de protéger les nerfs sciatiques qui passent à travers cette région (Figure 2.3).

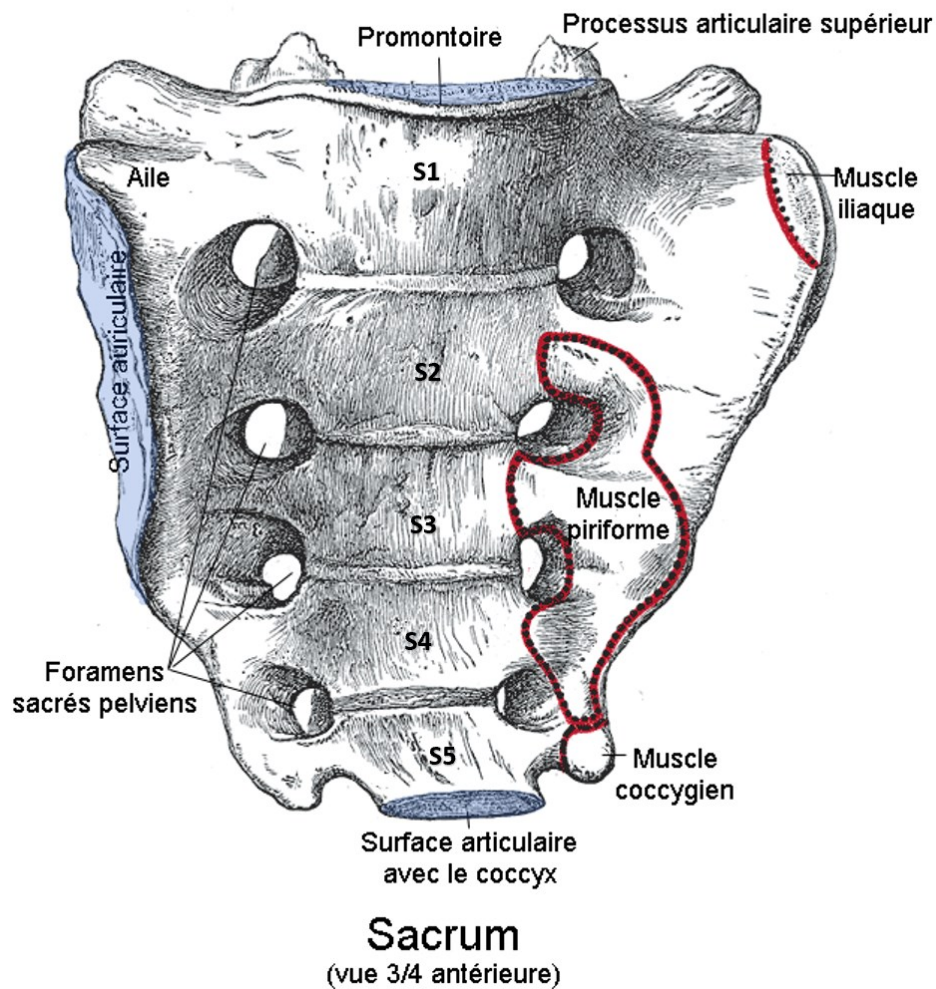


Figure 2.2 Anatomie du sacrum. Adapté de Sacrum — Wikipédia (wikipedia.org).

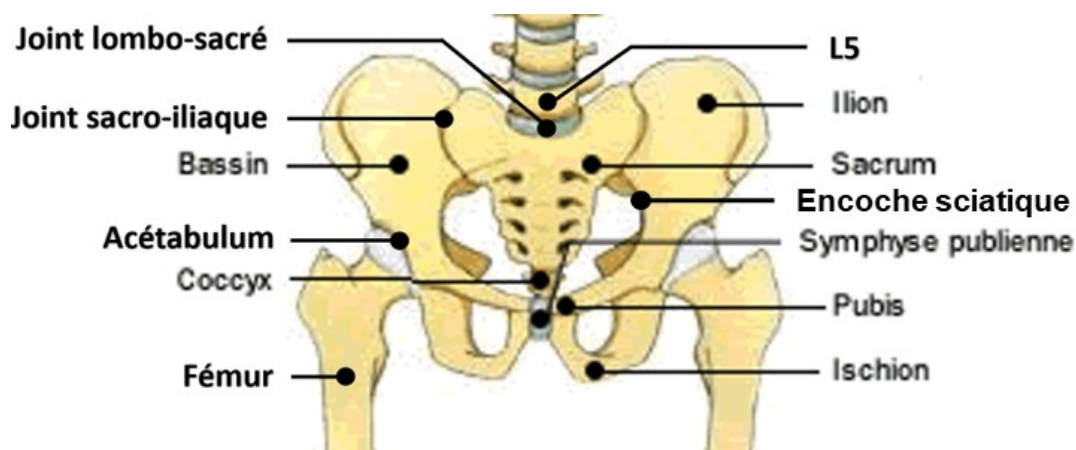


Figure 2.3 Anatomie du bassin. Adapté de Tout savoir sur les douleurs du bassin - BLOG TOOMED.

Le bassin bénéficie d'un soutien et d'une stabilité assurés par plusieurs ligaments, comme illustré à la Figure 2.4. Ces ligaments se regroupent en trois catégories principales : les ligaments antérieurs, les ligaments postérieurs et les ligaments interosseux, qui relient le sacrum aux iliums. Les ligaments antérieurs, tels que les ligaments lombo-sacrés, maintiennent la stabilité de la jonction entre la colonne lombaire et le bassin. Les ligaments postérieurs, à savoir les ligaments sacro-épineux et les ligaments sacro-tubéreux, assurent la stabilité de la région sacro-iliaque et limitent les mouvements excessifs. Enfin, les ligaments interosseux, notamment les ligaments sacro-iliaques, jouent un rôle crucial dans la transmission des forces entre les os du bassin. Ces ligaments maintiennent l'unité cohérente du bassin tout en permettant les mouvements nécessaires à la marche, à la posture et à d'autres activités. Ils offrent une stabilité structurelle tout en préservant la flexibilité indispensable au bon fonctionnement du bassin.

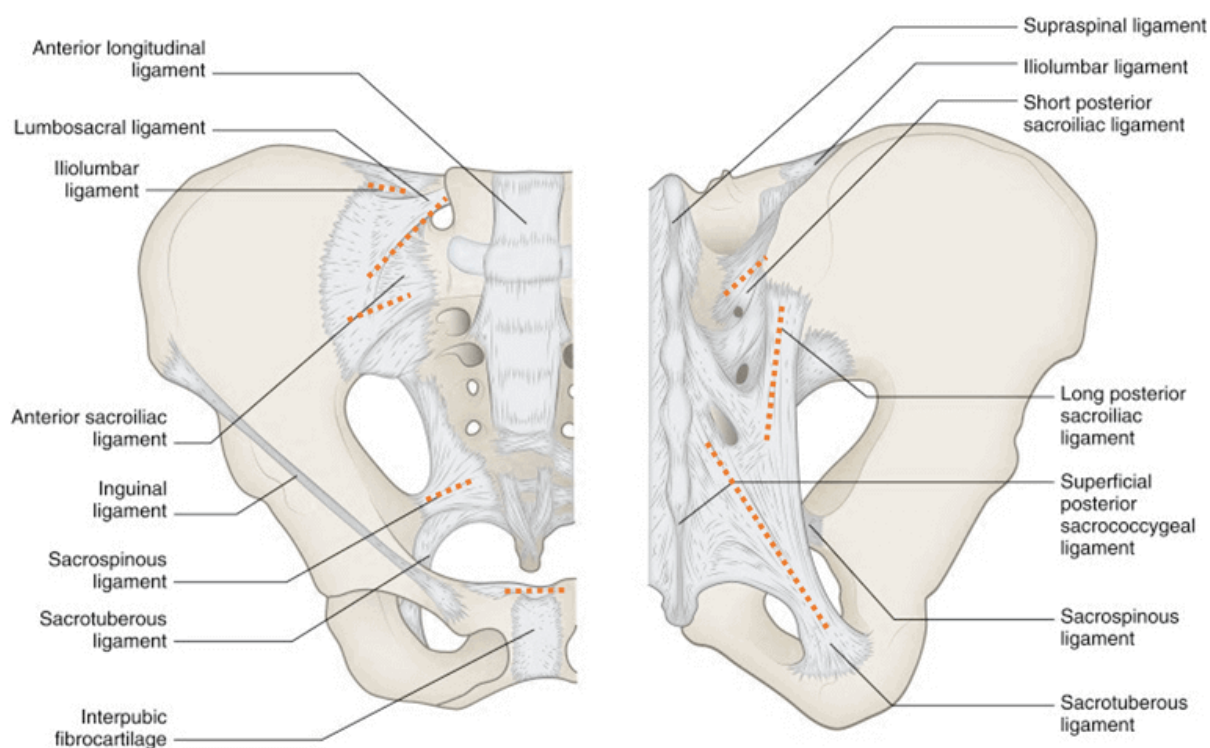


Figure 2.4 Ligament pelviens. Adapté de Ligaments of Pelvis | Epomedicine.

2.1.3 Mesures des paramètres spino-pelviens

Il y a plusieurs paramètres importants pour déterminer l'état de la colonne vertébrale et celui du bassin. Pour les déformations du rachis comme la scoliose, le paramètre le plus utilisé dans le plan coronal est l'angle de Cobb qui est l'angle mesuré entre le plateau supérieur de la vertèbre limite

supérieure et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. La méthode conventionnelle de Cobb peut également être modifiée pour mesurer la courbure de la colonne vertébrale dans le plan sagittal. Par exemple, en effectuant la mesure entre T1 et T12, on obtient l'angle de cyphose. Lorsque mesuré du plateau supérieur de L1 au plateau sacré, cet angle porte le nom de la LL. La LL asymptomatique varie habituellement de 40° à 60° (O'Brien & Group, 2004).

En ce qui concerne le bassin, il convient de noter en premier lieu la PI, qui est définie comme l'angle formé entre une ligne passant du centre de la tête fémorale au milieu du plateau sacré et une ligne orthogonale à ce dernier (Figure 2.5). L'autre paramètre important est la PT, qui est l'angle formé par une ligne verticale passant par le centre des têtes fémorales et celle entre le centre de l'axe fémoral et le milieu du plateau sacré, avec une valeur normale inférieure à 15°. Et enfin, la PS est mesurée entre la ligne tangente à la surface supérieure de la vertèbre S1 et le plan horizontal.

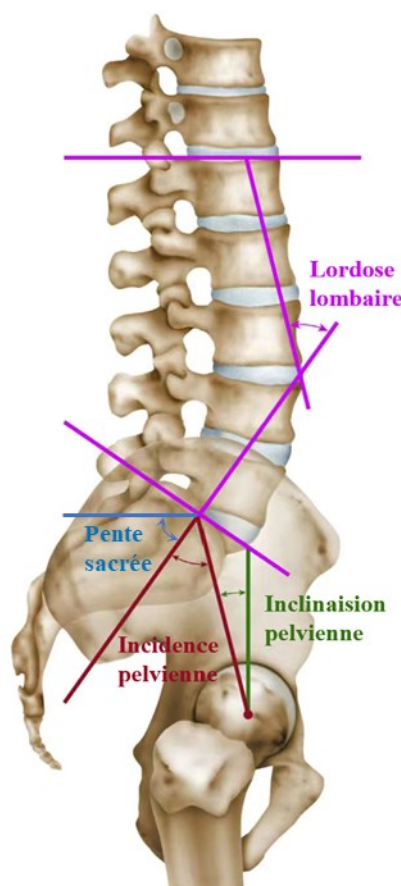


Figure 2.5 Paramètres spino-pelviens. Adapté de Celestre, Dimar, and Glassman (2018).

Et enfin, il est possible de mesurer l'alignement global de la colonne vertébrale dans le plan sagittal à l'aide du SAV, qui est défini comme la distance entre une ligne verticale partant de C7 et le coin postérieur supérieur de S1. Le SAV est positif si la ligne passe devant le coin supérieur postérieur de S1 et est négatif si elle passe derrière celui-ci.

L'utilisation combinée de ces mesures paramétriques permet d'évaluer l'état de santé de la colonne vertébrale. Plus précisément, dans une colonne vertébrale bien alignée, la différence entre la LL et la PI est inférieure à 10° (Celestre et al., 2018), avec un SAV de moins de 4 cm. Chez les personnes âgées, la valeur du PT peut augmenter en réponse à une perte de la LL via l'extension de la hanche qui bascule vers l'arrière. Cette rétroversion du bassin entraîne un déplacement vers l'avant du centre de gravité du corps, conduisant à un SAV positif, causant un déséquilibre sagittal lorsque celui-ci atteint de plus de 5 cm.

2.2 Propriétés mécaniques du bassin osseux

2.2.1 Composition, structure et densité osseuse du bassin

Les os du bassin jouent un rôle essentiel dans le soutien du rachis, des mouvements et la protection des organes vitaux comme les parties du système digestif et les organes reproducteurs. Il est constitué d'un matériau composite composé d'éléments inorganiques et organiques (Figure 2.6). En termes de poids, le constituant inorganique représente environ 60 % du tissu osseux, tandis que le constituant organique en représente environ 30 %. Les 10 % restants correspondent à la teneur en eau. En volume, le composant inorganique, le composant organique et l'eau représentent respectivement environ 40 %, 35 % et 25 % de la structure osseuse (Feng, 2009).

Le composant inorganique est principalement de l'hydroxyapatite cristalline, qui a pour principal rôle de conférer à l'os sa résistance à la compression et sa capacité à supporter des forces de soutien. L'hydroxyapatite apporte une structure rigide à l'os, lui permettant de résister aux charges mécaniques et de maintenir sa forme ainsi que son intégrité structurelle. Parallèlement, le composant organique de l'os comprend plus de 30 protéines, dont le collagène de type I qui est le plus abondant (>90%). Il joue un rôle essentiel en offrant à l'os une structure solide et flexible. Le collagène agit comme une armature en fournissant une matrice dans laquelle les minéraux inorganiques tels que l'hydroxyapatite peuvent se fixer. Il confère à l'os une grande résistance à la traction, lui permettant de résister aux forces de compression, de flexion et de torsion auxquelles il est soumis.

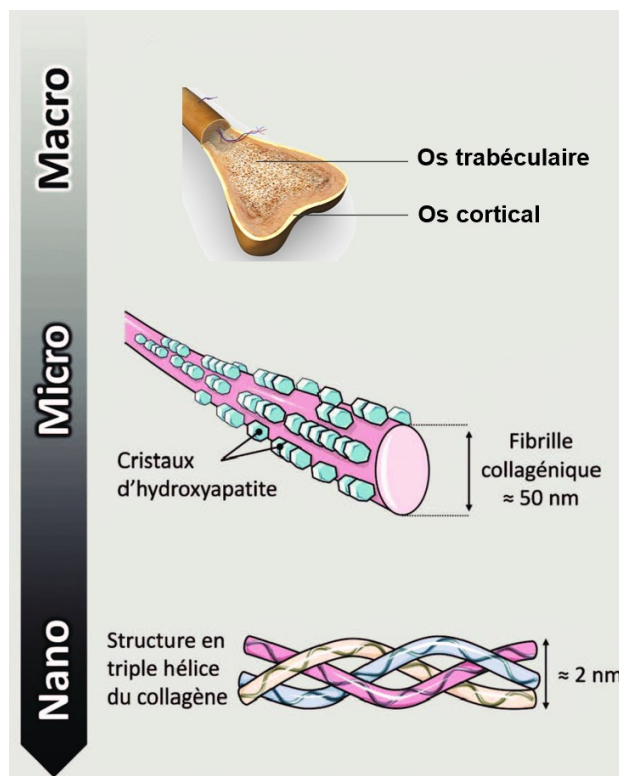


Figure 2.6 Composition et structure osseuse. Adapté de os.jpg (606×312) (acteurdemasante.lu) et Schéma des différentes composantes de l'os naturel à différentes... | Download Scientific Diagram (researchgate.net).

Sur le plan de la structure, le tissu osseux peut être divisé en deux types (Figure 2.6). Le premier type est l'os cortical, également connu sous le nom d'os compact, qui forme la couche externe de l'os. Il s'agit d'un os rigide qui représente environ 80% de la masse osseuse. Le deuxième type est l'os trabéculaire, également appelé os spongieux, qui est composé de trabécules lâches et irrégulières à l'intérieur de la structure osseuse. La distinction entre ces deux types de tissu osseux repose principalement sur la porosité : l'os cortical a une porosité de 5 % à 15 %, tandis que celle de l'os trabéculaire varie de 40 % à 95 % (Morgan, Unnikrisnan, & Hussein, 2018).

Cliniquement, la qualité osseuse est évaluée en fonction de la BMD, qui mesure la quantité de calcium et d'autres types de minéraux dans une zone de l'os. Selon la BMD, l'état de l'os peut être classé en trois catégories: l'os sain avec une BMD supérieure à 120 mg/cm^3 , l'ostéopénie avec une BMD entre 120 et 80 mg/cm^3 et l'ostéoporose avec une BMD inférieure à 80 mg/cm^3 (Adams, 2009). L'ostéoporose affaiblit les os et la fracture osseuse se produit plus facilement, ce qui arrive le plus souvent à un os de la hanche, de la colonne vertébrale ou du poignet chez les patientes

âgées. Riggs et al. (1981) ont montré que les femmes sans pathologie subissent une diminution linéaire de la masse osseuse au niveau des vertèbres dès le début de l'âge adulte, et à 65 ans, la moitié de ces femmes (et pratiquement toutes à 85 ans) ont une ostéoporose asymptomatique. La perte disproportionnée d'os trabéculaire dans le squelette axial est une caractéristique distinctive de l'ostéoporose vertébrale (Figure 2.7). De plus, avec l'avancement de l'âge, le bassin subit également une diminution de la densité osseuse avec une perte moyenne de densité de 1,6 mg/cc par an (Telfer et al., 2021), contribuant ainsi à la prévalence croissante des problèmes liés à l'ostéoporose dans cette région du corps.

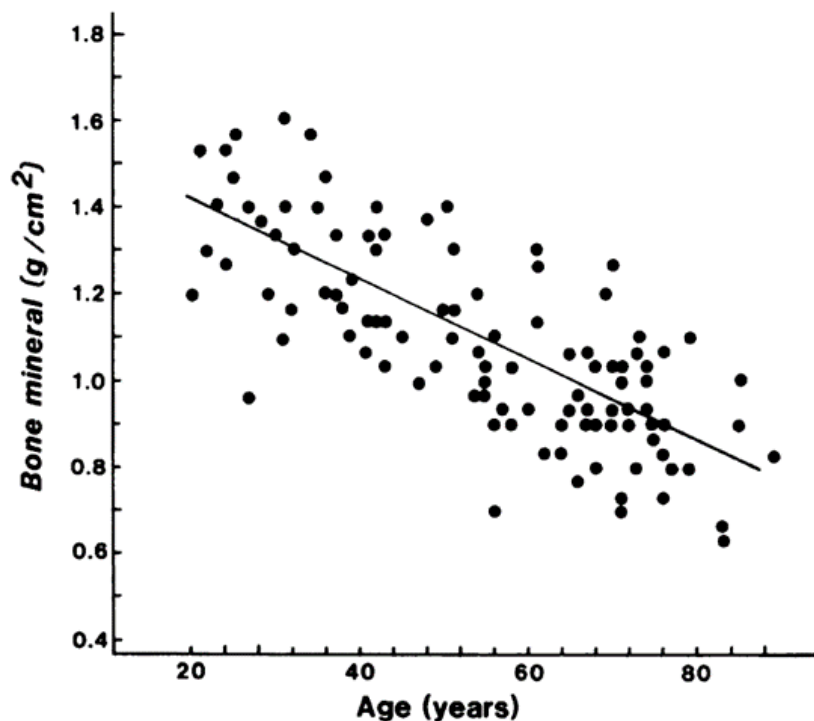


Figure 2.7 Régression de la BMD du rachis lombaire en fonction de l'âge chez 105 femmes sans pathologie. Adapté de Riggs et al. (1981).

La mesure de BMD qu'utilisent les radiologues est entre autres la densité radiologique, ρ_{QCT} , qui est calculée en mesurant la réponse du scanner aux régions calibrées du fantôme qui contient typiquement des tiges avec des concentrations variables de HA ou de phosphate dipotassique (K_2HPO_4) (Knowles, Reeves, & Ferreira, 2016). Dans les études biomécaniques, plusieurs mesures de la densité physiques sont utilisées dans les études biomécaniques de l'os. La densité des cendres, ρ_{ash} , est définie comme le rapport du poids des cendres par unité de volume osseux. La densité apparente, ρ_{app} , est le rapport de la masse du tissu osseux au volume total de l'os.

En effet, il existe un lien étroit entre ces mesures (Figure 2.8). Comme la hanche représente l'une des articulations les plus étudiées et, à ce titre, de nombreuses relations de densité ont été développées à l'aide de spécimens de fémur. Parmi elles, l'une des études les plus citées est celle de Schileo et al. (2008) dans laquelle 60 spécimens cylindriques de fémurs humains et bovins ont été scannés et examinés pour obtenir des résultats fortement corrélés, résumés dans les graphes ci-dessous.

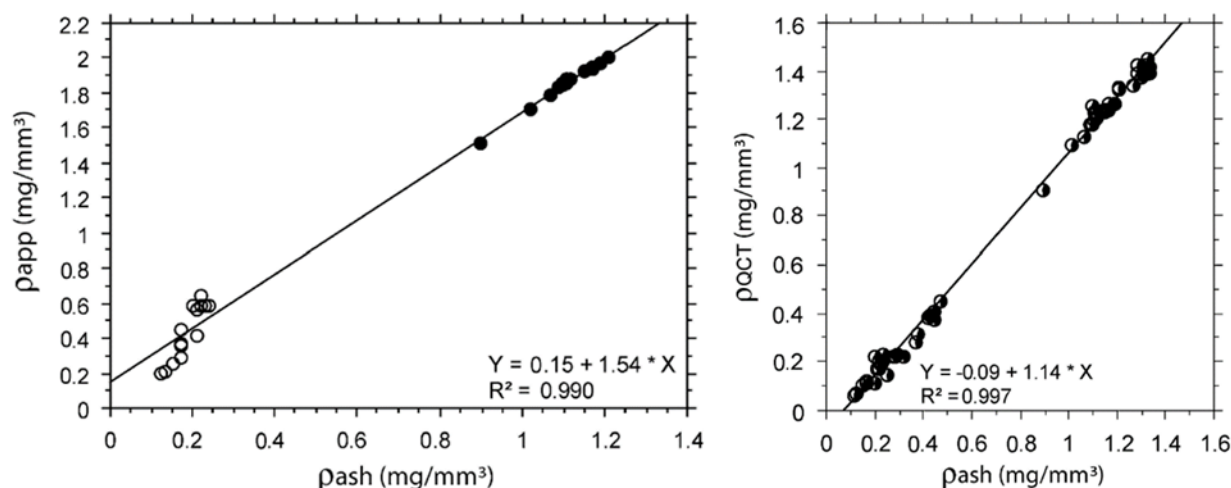


Figure 2.8 Analyse de régression pour les tissus corticaux (cercles pleins) et trabéculaires (cercles creux) regroupés. Adapté de Schileo et al. (2008).

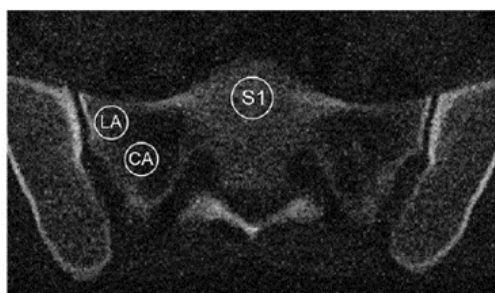


Figure 2.9 Sélection de la région d'intérêt dans le S1. S1 = corps vertébral S1 ; LA = aile latérale ; CA = aile centrale. Adapté de Hoel et al. (2017).

Contrairement à l'os cortical qui a un aspect lisse et homogène, il existe des variations de la densité et du volume de l'os trabéculaire au sein d'un squelette individuel. Cette densité dépend du nombre de trabécules dans la région, qui à son tour dépend de la charge mécanique. Dans l'étude de Hoel et al. (2017), le corps du sacrum est divisé en trois parties anatomiques, soit le corps vertébral et l'aile latérale de forte densité, et l'aile centrale de faible densité (Figure 2.9). McGuire et al. (2014)

ont divisé le bassin entier en 15 régions anatomiques différentes (Figure 2.10), ce qui montre la complexité structurelle et la variation de la densité osseuse dans la région pelvienne. En effet, lors de l'étude de la distribution de la densité dans les os du bassin, Inagaki et al. (2022) ont montré que les valeurs de densité ne sont pas uniformément réparties dans le bassin, avec des valeurs de densité plus élevées au niveau de la tubérosité ischiatique et du corps de l'ilion (Figure 2.11). Ces valeurs sont mesurées en HU, une échelle de mesure utilisée en tomodynamométrie pour quantifier la radiodensité des tissus. À titre indicatif, la densité osseuse trabéculaire varie entre 100 et 300 HU, tandis que la densité osseuse corticale peut atteindre 1000 HU (Anil, 2018).

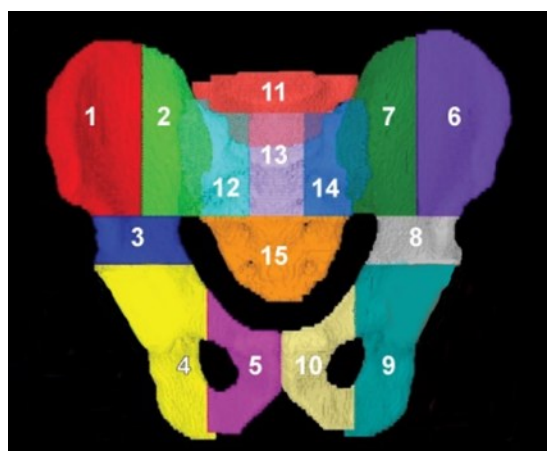


Figure 2.10 Les 15 régions osseuses identifiées sur le bassin d'un sujet. Adapté de McGuire et al. (2014).

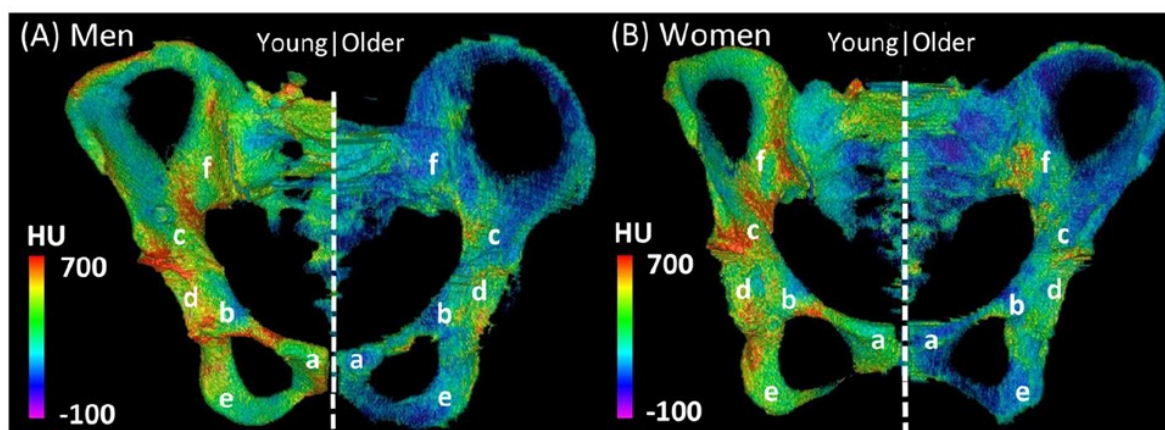


Figure 2.11 Modèles tridimensionnels montrant la distribution des valeurs de l'unité Hounsfield (HU) dans l'os spongieux du bassin. (A) montre des cas représentatifs d'hommes (un homme de 30 ans et un homme de 71 ans) et (B) montre des cas représentatifs de femmes (une femme de 25 ans et une femme de 76 ans). a- os pubien ; b- paroi antérieure ; c- toit ; d- paroi postérieure ; e- tubérosité ischiatique ; f- corps de l'ilion. Adapté de (Inagaki et al., 2022).

2.2.2 Corrélation entre la densité osseuse et les propriétés mécaniques

Le comportement mécanique des os cortical et trabéculaire est anisotrope, ce qui signifie que les propriétés dépendent de la direction de la force appliquée. Comme le montre la Figure 2.12, la résistance des os corticaux et trabéculaires est plus élevée en compression qu'en traction et elle est la plus faible en cisaillement. Lorsque l'os cortical est chargé en traction le long de la direction longitudinale, il présente une réponse contrainte-déformation bilinéaire dans laquelle un point d'élasticité distinct sépare une région linéairement élastique et une région de durcissement linéaire qui se termine brusquement à une déformation de fracture. La courbe contrainte-déformation de l'os trabéculaire ne présente pas de région linéaire claire ni de limite élastique bien définie. Néanmoins, ce tissu peut aussi être approximé comme un matériau élastique bilinéaire. Une fois que le module d'Young est calculé à partir d'un ajustement de courbe linéaire à la partie initiale de la courbe, la limite d'élasticité peut être définie par la méthode de décalage de 0,2 % (Morgan, Yeh, Chang, & Keaveny, 2001).

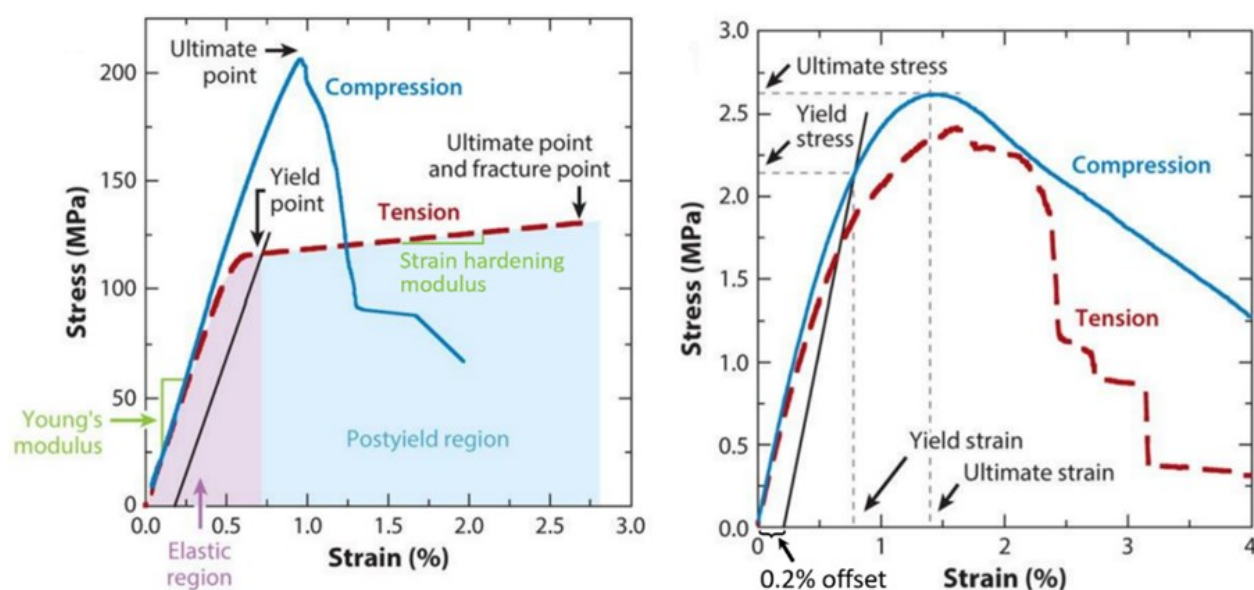


Figure 2.12 Courbe contrainte-déformation pour l'os cortical testé dans la direction longitudinal (à gauche) et pour l'os trabéculaire testé le long de la direction principale (à droite). On remarque la différence d'échelle du niveau des contraintes entre les 2 types d'os. Adapté de Morgan et al. (2018).

En pratique, l'os est souvent simplifié comme un matériau isotrope dans les études biomécaniques et peut être modélisé par une loi élasto-plastique bi-linéaire de Johnson-Cook (Arnoux, Cesari, Behr, Thollon, & Brunet, 2005; Behr et al., 2003). Pour un chargement quasi-statique sans variation

de température, cette loi est définie comme le montre la Figure 2.13, avec le module d'Young E , la limite d'élasticité σ_y , la déformation à la limite d'élasticité ϵ_y , le module d'écrouissage b , la contrainte ultime σ_{max} , et la déformation maximale ϵ_{max} comme les paramètres définissant le comportement mécanique de l'os.

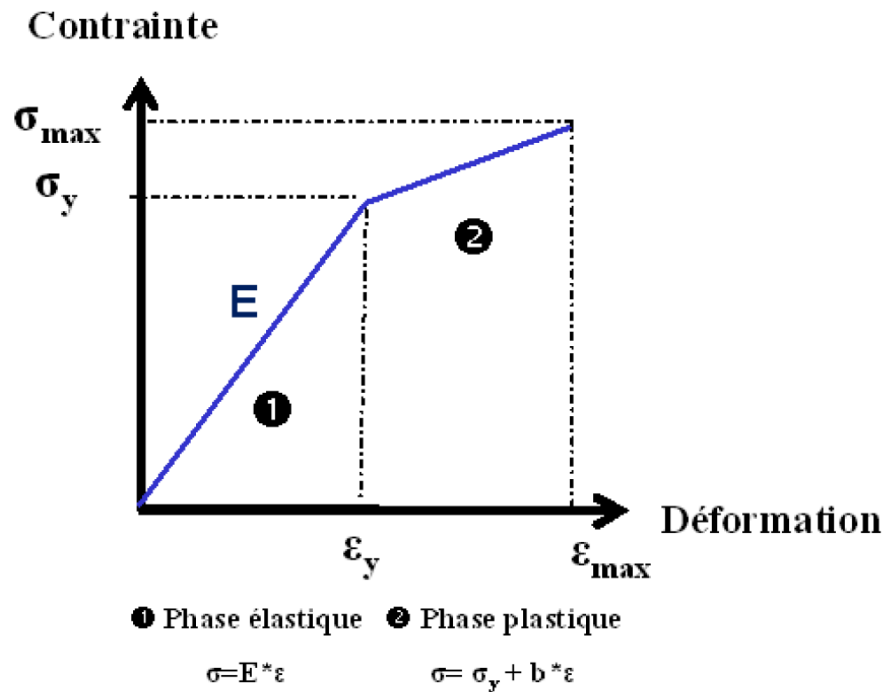


Figure 2.13 La loi de Johnson–Cook utilisée pour représenter le comportement structurel de l'os.
Adapté de Garo, Arnoux, Wagnac, and Aubin (2011).

Tous ces paramètres sont fortement corrélés et des essais expérimentaux ont été effectués et rapportés dans de nombreuses études. Cependant, la plupart des essais ont été effectués sur des vertèbres ou des fémurs (Keller, 1994; Kopperdahl & Keaveny, 1998; Silva, Keaveny, & Hayes, 1998), et aucune donnée expérimentale n'a été rapportée sur le bassin. L'étude de Keller (1994) comporte à la fois des vertèbres et des fémurs dans ses essais de compression uniaxiale, ce qui lui permet de dégager des relations plus générales sur les propriétés mécaniques de l'os (Tableau 2.1 et Tableau 2.2).

Tableau 2.1 Prédiction linéaires ($E = a + bX$, $E = a + bX_1 + cX_2$) et de puissance ($E = aX^b$, $E = aX_1^b X_2^c$) du module d'Young (E , GPa) en fonction de la composition osseuse ($X = \rho_a, \rho_\alpha, \alpha$). Adapté de Keller (1994).

Model	Predictor variable	a	b (S.E.)	c (S.E.)	R^2	PD (%)
<i>Prediction coefficients for entire data set (n=496)</i>						
Linear	ρ_a (g cm ⁻³)	-1.72	7.63 (0.17)	—	0.812	68.4 (448)*
	ρ_α (g cm ⁻³)	-1.43	12.2 (0.23)	—	0.851	77.5 (3182)
	ρ_a, α ()	-8.73	7.37 (0.16)	12.2 (1.29)	0.841	72.7 (3005)
Power	ρ_a (g cm ⁻³)	2.61	2.58 (0.03)	—	0.949	44.7 (101.1)
	ρ_α (g cm ⁻³)	10.5	2.57 (0.02)	—	0.965	46.7 (51.0)
	ρ_a, α ()	7.85	2.58 (0.02)	2.05 (0.13)	0.966	44.4 (51.9)

*Values in parentheses include PD > 500%.

NS=not significant, R^2 =coefficient of determination, PD=average absolute percent deviation (values $\leq 500\%$).

Tableau 2.2 Prédiction linéaires ($S = a + bX$, $S = a + bX_1 + cX_2$) et de puissance ($S = aX^b$, $S = aX_1^b X_2^c$) de la contrainte ultime (S , MPa) en fonction de la composition osseuse ($X = \rho_a, \rho_\alpha, \alpha$). Adapté de Keller (1994).

Model	Predictor variable	a	b (S.E.)	c (S.E.)	R^2	PD (%)
<i>Prediction coefficients for entire data set (n=496)</i>						
Linear	ρ_a (g cm ⁻³)	-16.6	80.5 (1.07)	—	0.920	94.9 (852)*
	ρ_α (g cm ⁻³)	-13.5	128 (1.20)	—	0.959	68.7 (550)
	ρ_a, α ()	-90.0	77.8 (0.85)	128 (7.05)	0.952	69.2 (542)
Power	ρ_a (g cm ⁻³)	40.5	1.92 (0.02)	—	0.932	33.9 (73.3)
	ρ_α (g cm ⁻³)	117	1.93 (0.02)	—	0.969	29.9 (33.1)
	ρ_a, α ()	138	1.92 (0.02)	2.28 (0.09)	0.970	31.0 (32.8)

*Values in parentheses include PD > 500%.

NS=not significant, R^2 =coefficient of determination, PD=average absolute percent deviation (values $\leq 500\%$).

Contrairement aux études mentionnées précédemment dans lesquelles les propriétés mécaniques étaient directement déduites des résultats expérimentaux, Garo et al. (2011) ont utilisé un FEM pour calibrer les propriétés mécaniques. Ils ont développé un FEM détaillé d'un corps vertébral lombaire humain et l'ont soumis à des simulations de compression à des vitesses de 2 500 et 10 mm/s. En utilisant un plan factoriel, ils ont ajusté les propriétés mécaniques telles que le module de Young, la contrainte de limite élastique et la déformation de limite élastique en optimisant les contraintes et déformations dans l'os cortical et trabéculaire. Ce processus de calibrage visait à faire

correspondre la charge de défaillance et l'énergie à la défaillance aux résultats expérimentaux rapportés dans la littérature. Les résultats ont montré que la simulation calibrée présentait une bonne concordance avec les données expérimentales moyennes, avec des différences inférieures à 1,5 % pour la charge de défaillance et 0,1 % pour l'énergie, pour les deux vitesses de chargement. Les propriétés mécaniques calibrées sont résumées dans le Tableau 2.3.

Tableau 2.3 Propriétés mécaniques optimales de l'os calculées à deux vitesses de déplacement.
Adapté de Garo et al. (2011).

Propriétés	$v = 2,500 \text{ mm s}^{-1}$	$v = 10 \text{ mm s}^{-1}$
Trabecular bone		
E (MPa)	85	42.8
ϵ_y (%)	5.8	6
$\epsilon_{\max}$ (%)	9.6	10
σ_y (MPa)	4.9	2.6
$\sigma_{\max}$ (MPa)	5.9	3.1
Cortical bone		
E (MPa)	3,301	2,144
ϵ_y (%)	5.3	6
$\epsilon_{\max}$ (%)	8.8	10
σ_y (MPa)	174	129
$\sigma_{\max}$ (MPa)	210	155

De plus, ils ont obtenu les équations suivantes après avoir tenu en compte la grande variabilité des propriétés rapportées dans la littérature :

$$\sigma_y = 0,83\sigma_{\max} \quad (1.1)$$

$$\epsilon_y = 0,6\epsilon_{\max} \quad (1.2)$$

Et enfin, deux équations supplémentaires peuvent être utilisées pour obtenir les paramètres manquants :

$$\sigma_y = E\epsilon_y \quad (1.3)$$

$$\sigma_{\text{ult}} = \sigma_y + b(\epsilon_{\text{ult}} - \epsilon_y) \quad (1.4)$$

2.3 Pathologies de déformation du rachis adulte

2.3.1 Description des principales pathologies de déformation du rachis adulte

Le vieillissement de la population mondiale a considérablement affecté la prévalence et le fardeau des maladies musculo-squelettiques, parmi lesquelles l'ASD affecte entre 32% et 68% de personnes âgées de plus de 65 ans (Diebo et al., 2019). C'est une maladie qui se développe tout au long de l'âge adulte et qui implique un ensemble d'anomalies de la colonne lombaire ou thoracolumbaire, telles que des courbures anormales de la colonne vertébrale, une altération de la densité minérale osseuse, des fractures vertébrales, et des douleurs dorsales chroniques. L'ASD est causée par des facteurs divers liés au vieillissement comme la réduction de la BMD, l'ostéoporose, la dégénérescence de la colonne vertébrale, et les troubles neurodégénératifs.

L'une des pathologies très répandues de l'ASD est la dysfonction sagittale du rachis. La diminution des courbures sagittales normales de la colonne vertébrale se manifeste par un aplatissement de la région lombaire, entraînant une perte de la LL, ainsi que par une inclinaison antérieure excessive du tronc, communément désignée sous le terme d'hypercyphose (Figure 2.14). Cette posture déclenche une rétroversion pelvienne, c'est-à-dire une augmentation de la PT dans le but de ramener la colonne vertébrale à une position verticale sur le bassin. Cette dernière condition induit un résultat positif du SAV. Cliniquement, une différence PI-LL supérieure à 10°, une PT supérieure à 22°, et un SAV positif supérieur à 5 cm sont des caractéristiques de l'ASD (Celestre et al., 2018), et les patients qui les présentent développent souvent une augmentation des maux de dos chroniques et une mobilité réduite.

Une autre pathologie courante de l'ASD est la scoliose dégénérative, qui est une déformation en trois dimensions définie comme une déviation coronale supérieure à 10° (Garcia-Ramos et al., 2015). Cette condition tire son origine d'une évolution dégénérative asymétrique, notamment au niveau d'un disque intervertébral et d'une articulation facettaire. Cette dégénérescence crée des charges déséquilibrées qui engendrent une inclinaison latérale et une rotation de la colonne vertébrale au fil du temps (Figure 2.15). Les symptômes caractéristiques de la scoliose dégénérative englobent des douleurs axiales au niveau du dos, des douleurs radiculaires se propageant le long des membres et des déficits neurologiques liés à la compression nerveuse. Les sensations d'inconfort et de douleur peuvent découler de l'instabilité et de l'irrégularité structurelle induites par la pathologie.

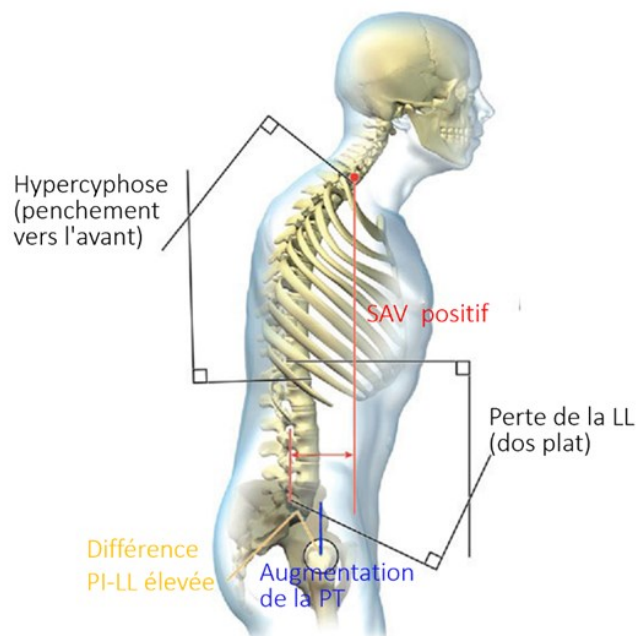


Figure 2.14 Caractéristiques de la dysfonction sagittale du rachis. Adapté de Smith et al. (2014).

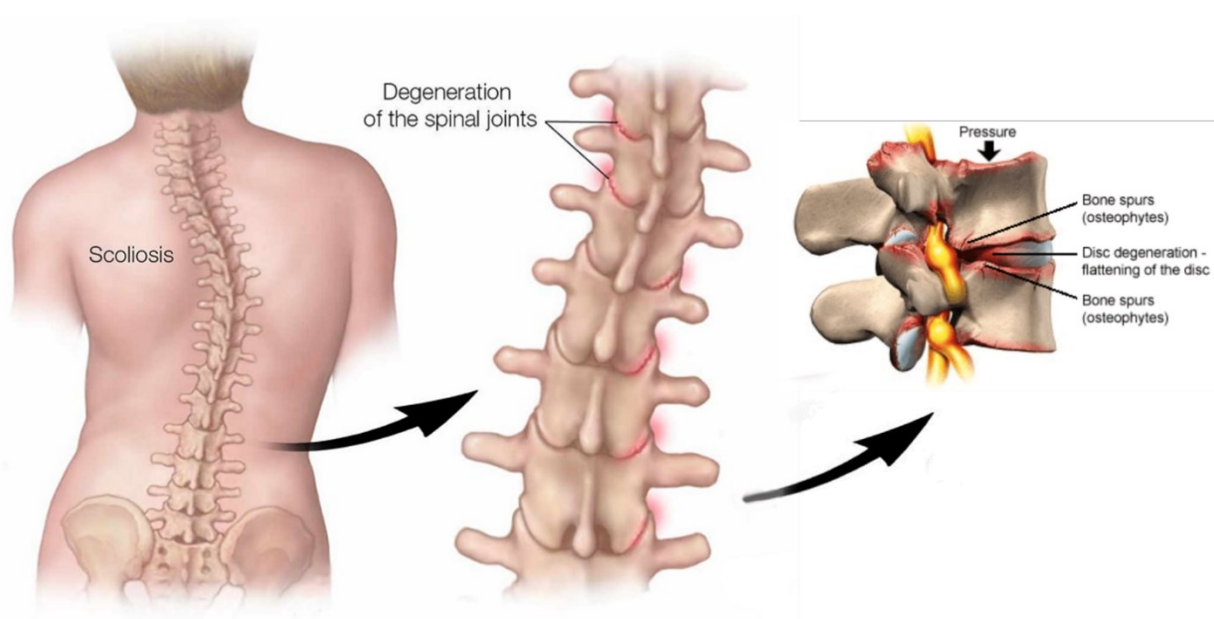


Figure 2.15 Caractéristiques de la scoliose dégénérative. Adapté de De Novo Scoliosis: What You Need To Know? | Scoliosis SOS et Adult Degenerative Scoliosis - Matthew D. Hepler, M.D. (southfloridabackspineandscoliosis.com).

Une dernière pathologie liée à l'ASD qui mérite d'être mentionnée est le spondylolisthésis dégénératif, qui est une condition où une vertèbre glisse en avant par rapport à celle en dessous en raison de la dégénérescence des structures vertébrales. Il survient principalement chez les adultes

âgés de plus de 65 ans en raison de la détérioration des disques intervertébraux et des facettes articulaires. Cette dégradation provoque un déséquilibre qui peut entraîner le glissement vertébral, qui se produit généralement à l'un des deux niveaux de la colonne lombaire, avec l'emplacement le plus courant étant le niveau L4-L5, suivi du niveau L3-L4 (Ullrich, 2011). Les symptômes incluent souvent des douleurs lombaires, des douleurs irradiantes dans les membres inférieurs et une diminution de la mobilité.

2.3.2 Traitement par instrumentation chirurgicale spino-pelvienne

2.3.2.1 Description des techniques d'instrumentations chirurgicales

Dépendant de la présence de symptômes neurologiques, d'une progression de la courbe et d'une prise en charge non opératoire inefficace, une intervention chirurgicale s'avère nécessaire dans les cas sévères (Diebo et al., 2019). Dans le cadre du traitement par instrumentation chirurgicale spino-pelvienne, une des techniques couramment utilisées est la fixation par vis pédiculaires. Une vis pédiculaire est composée d'une vis métallique avec une tête et un corps fileté. Une fois introduites dans les vertèbres, les tiges métalliques sont fixées à la tête des vis. Cette configuration tige-vis offre une stabilité supplémentaire à la colonne vertébrale en répartissant la charge et en limitant les mouvements indésirables, permettant ensuite la fusion osseuse.

Les vis peuvent être classées de différentes manières. En termes du nombre de filets, une vis peut être classée comme simple ou double. En termes de profil, la forme du corps de la vis peut être conique, avec un diamètre mineur plus petit, ou cylindrique, où la forme reste la même sur toute la longueur de la vis. En termes de mobilité, les vis peuvent être classées en vis uni-axiales, où les têtes de vis sont solidaires du corps de la vis, ou en vis multi-axiales, où les têtes de vis sont articulées et offrent un ou plusieurs degrés de liberté en rotation. Les vis uni-axiales offrent une meilleure capacité de correction, tandis que les vis multi-axiales facilitent le positionnement et nécessitent moins d'ajustements lors du placement et de la fixation des tiges d'instrumentation (Kuklo, Potter, Polly, & Lenke, 2005). En termes de porosité, une vis fenestrée est un type de vis utilisée dans les interventions chirurgicales de la colonne vertébrale et possède des trous le long de son axe, permettant la mise en place de matériau de greffe osseuse pour favoriser la fusion. En revanche, une vis non fenestrée ne possède pas ces trous et est une vis solide sans espace interne pour la greffe osseuse, généralement utilisée dans des situations où une greffe supplémentaire n'est

pas nécessaire. Généralement, les vis pédiculaires sont fabriquées en acier inoxydable, en alliage de titane ou en CoCr (F. Shen, Kim, Kang, & Yeom, 2019).

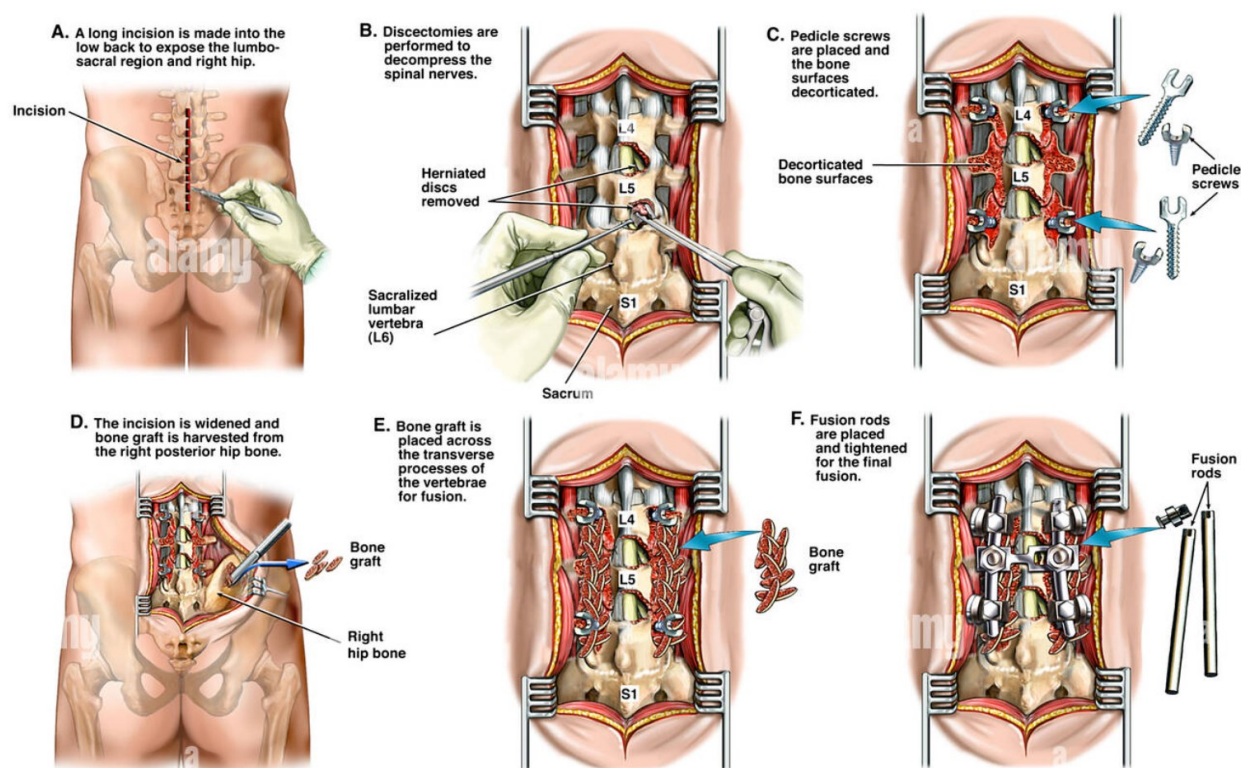


Figure 2.16 Etapes chirurgicales de la fixation par vis pédiculaires. Adapté de Back Surgery L4 5 and L5 S1 Discectomy Stock Photo - Alamy.

Pendant la procédure de fixation par vis pédiculaire, le patient est positionné sur la table d'opération. Une petite incision est ensuite réalisée sur la zone ciblée de la colonne vertébrale, et les muscles et les tissus environnants sont soigneusement disséqués et rétractés afin d'exposer les structures osseuses (Figure 2.16). La procédure chirurgicale appelée discectomie, au cours de laquelle une partie ou la totalité du disque intervertébral est ensuite retirée, est effectuée afin de décompresser les nerfs et la moelle épinière lorsque cela est nécessaire. À l'aide d'instruments spécialisés, les points d'entrée des vis pédiculaires sont identifiés sur chaque vertèbre. Les pédicules sont préparés en retirant une petite quantité d'os et en créant un chemin pour les vis. Les vis pédiculaires sont ensuite insérées dans les pédicules à l'aide d'un tournevis ou d'un système d'insertion de vis spécialisé. Une fois que les vis sont solidement en place, une tige de liaison est insérée et fixée aux têtes des vis. Cette tige sert de structure rigide qui rapproche les vertèbres, fournissant un soutien supplémentaire pour la stabilisation (Adrian, Aftab, & Patrick) afin de

favoriser la fusion. Dans certains cas, des techniques supplémentaires peuvent être utilisées pour améliorer le processus de fusion. Cela peut inclure la greffe osseuse, où du matériau osseux est placé autour des vis et dans les espaces entre les vertèbres, stimulant la croissance de nouvel os et facilitant la fusion. Enfin, après la mise en place des vis et de la tige, l'incision est fermée à l'aide de sutures ou d'agrafes chirurgicales, et des pansements sont appliqués pour protéger le site opératoire.

2.3.2.2 Fixation spino-pelvienne

Il existe plusieurs types de fixation spino-pelvienne. Deux types de trajectoires sont communs pour les vis pédiculaires (Figure 2.17). La première est la trajectoire anatomique, qui vise le centre du corps vertébral tout en évitant la couche corticale. Son objectif est de maximiser l'ancrage de la vis tout en préservant la structure osseuse environnante. La seconde est la trajectoire en ligne droite, qui est positionnée dans la région la plus périphérique des pédicules et est parallèle à la plaque supérieure de la vertèbre. Cette trajectoire offre un ancrage solide en exploitant la partie externe des pédicules, ce qui peut être bénéfique dans certains cas spécifiques où l'ostéoporose nécessite un ancrage près de la couche corticale de forte densité pour une meilleure qualité de fixation.

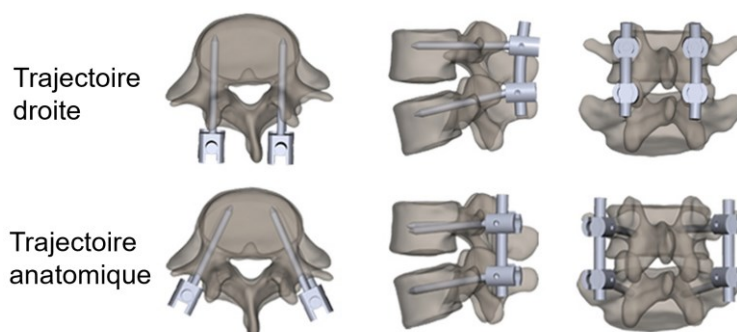


Figure 2.17 Trajectoires des vis pédiculaires. Adapté de Figure 1 | Scientific Reports (nature.com).

En effet, lors des mouvements de flexion et d'extension du rachis, il y a des rotations autour d'un point de pivot (Figure 2.18). Afin de stabiliser l'ensemble, l'utilisation de vis pédiculaires du côté caudal du pivot, comme les vis S1 est nécessaire. Cependant, ces implants sont soumis à des forces substantielles, ce qui peut entraîner un risque de desserrage élevé qui peut atteindre jusqu'à 41% (Xu et al., 2022). Pour adresser ce problème, les implants caudaux qui s'étendent en avant du point de pivot permet d'augmenter la rigidité de la construction pour résister aux mouvements de la

colonne vertébrale (Moshirfar et al., 2005). La fixation pelvienne, telles que l'utilisation des vis iliaques et sacro-iliaques (Figure 2.19), peut donc contribuer à réduire le risque de complications associées à l'instabilité lombo-pelvienne et apporter un soutien supplémentaire à cette région, qui est une zone de la colonne vertébrale sujette à l'instabilité et à la déformation.

La fixation iliaque implique l'utilisation de vis de grand diamètre, généralement supérieur à 7 mm. Ces vis sont insérées dans l'aile iliaque et reliés à une tige par un connecteur. Cette technique est souvent utilisée en conjonction avec l'instrumentation S1-L5 afin de fournir une stabilisation complète. Les vis iliaques sont généralement dirigées du PSIS à l'AIIS, ce qui s'est avéré maximiser la longueur de la vis (Figure 2.20). Les études de tomodensitométrie montrent que le point d'entrée idéal de la vis iliaque, pour obtenir la plus grande longueur et minimiser les perforations, doit se situer dans la partie médiane d'une zone de 20 mm crâniale et 10 mm caudale de PSIS. La trajectoire est d'environ 22° latérale dans le plan transversal et 25° caudale dans le plan sagittal. La longueur moyenne du couloir à travers lequel la vis peut être insérée varie de 124 à 150 mm (Katsuura, Chang, Sabri, Gardner, & Doty, 2018).

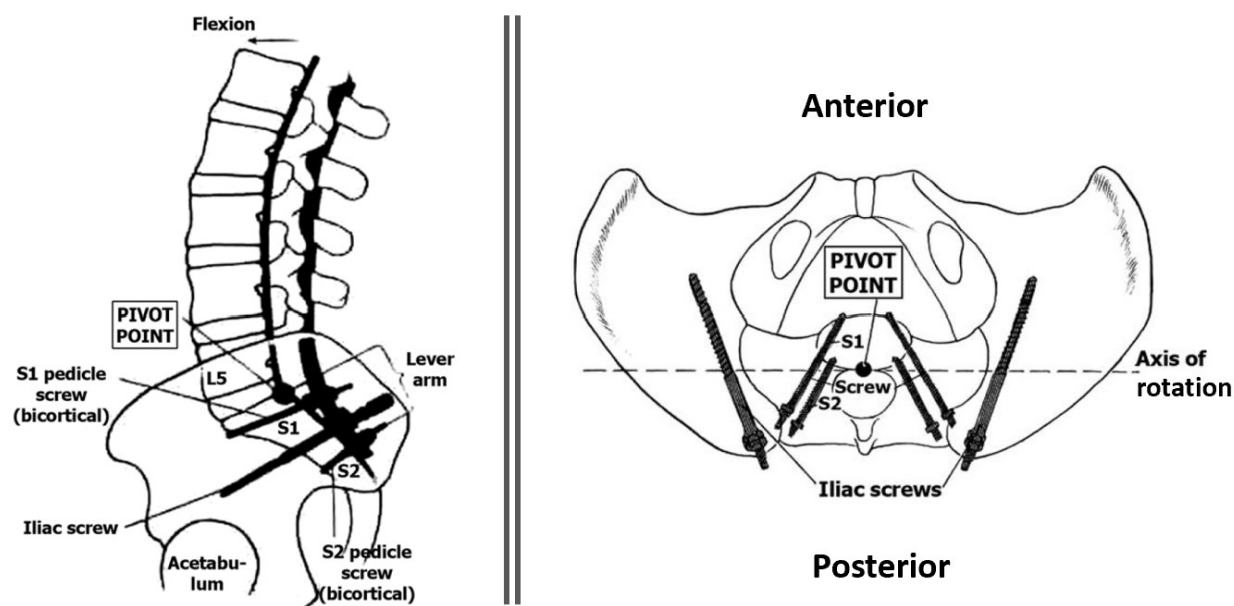


Figure 2.18 Vues latérale (gauche) et transverse (droite) de la fixation spino-pelvienne. Adapté de Moshirfar et al. (2005).

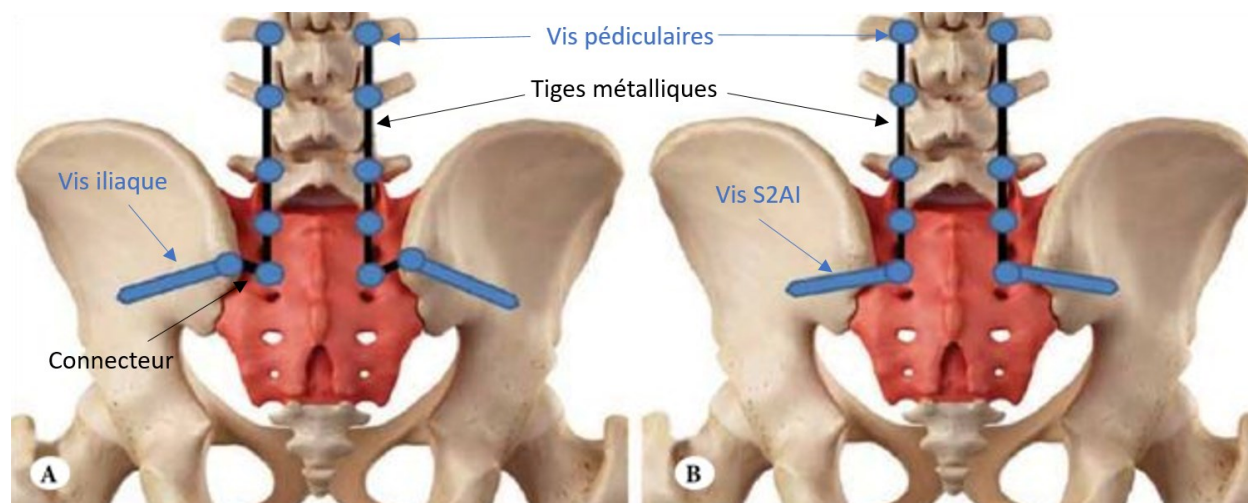


Figure 2.19 Fixation par vis iliaques (A) et par S2AI (B). Adapté de [PDF] Spinopelvic Reconstruction Following Lumbosacral tumor Resection | Semantic Scholar).

Contrairement à la vis iliaque, la vis S2AI s'étend à travers le sacrum et dans l'ilion (Figure 2.20). Le point de départ recommandé pour cette vis est de 1 mm latéral et inférieur au foramen dorsal S1, avec une trajectoire de 36° à 40° latéralement et de 26° à 38° caudalement par rapport à l'horizontale. En moyenne, la longueur du couloir à travers lequel la vis peut être insérée est comprise entre 104 et 120 mm, et elle traverse généralement l'articulation sacro-iliaque à environ 35 mm de la longueur d'insertion totale. L'ethnicité, le sexe, ainsi que la maturité squelettique sont des facteurs qui peuvent influencer sur la trajectoire optimale et la longueur de la vis (Tavares Junior et al., 2019). Idéalement, la vis devrait traverser une partie non articulaire de l'articulation sacro-iliaque, mais de nombreuses vis peuvent traverser le cartilage articulaire en pratique. Bien qu'il soit possible que la vis traverse la corticale iliaque postérieure, cela n'entraîne généralement pas de complications (Katsuura et al., 2018).

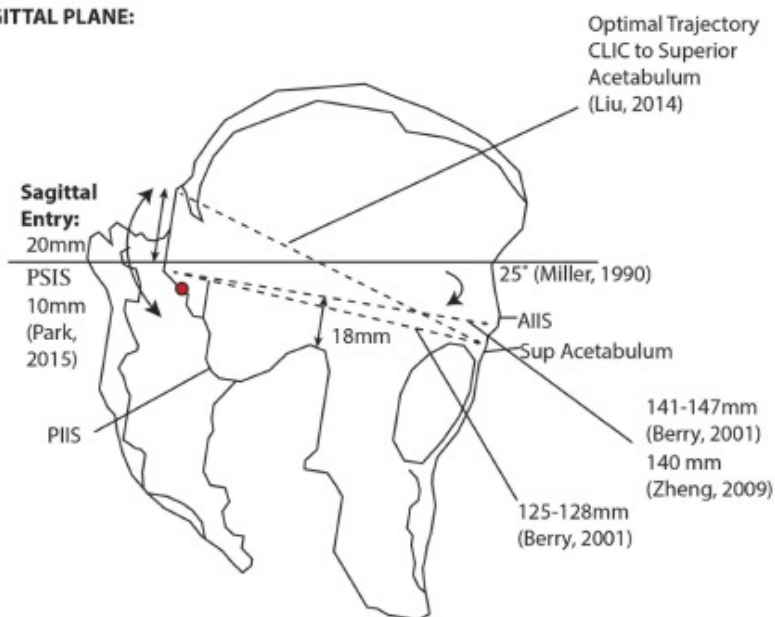
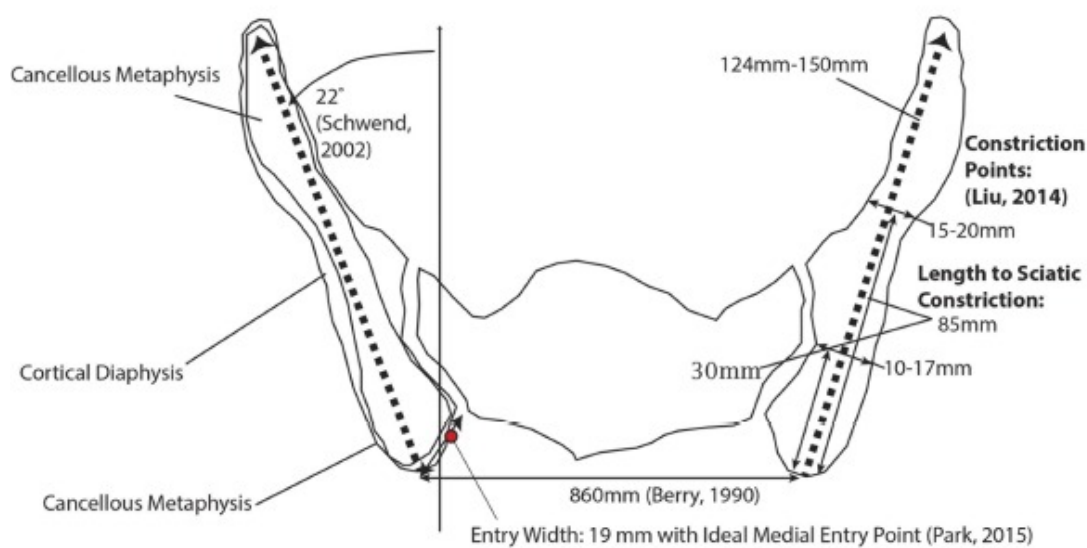
SAGITTAL PLANE:**TRANSVERSE PLANE:**

Figure 2.20 Illustration de la trajectoire de la vis iliaque. Adapté de Katsuura et al. (2018).

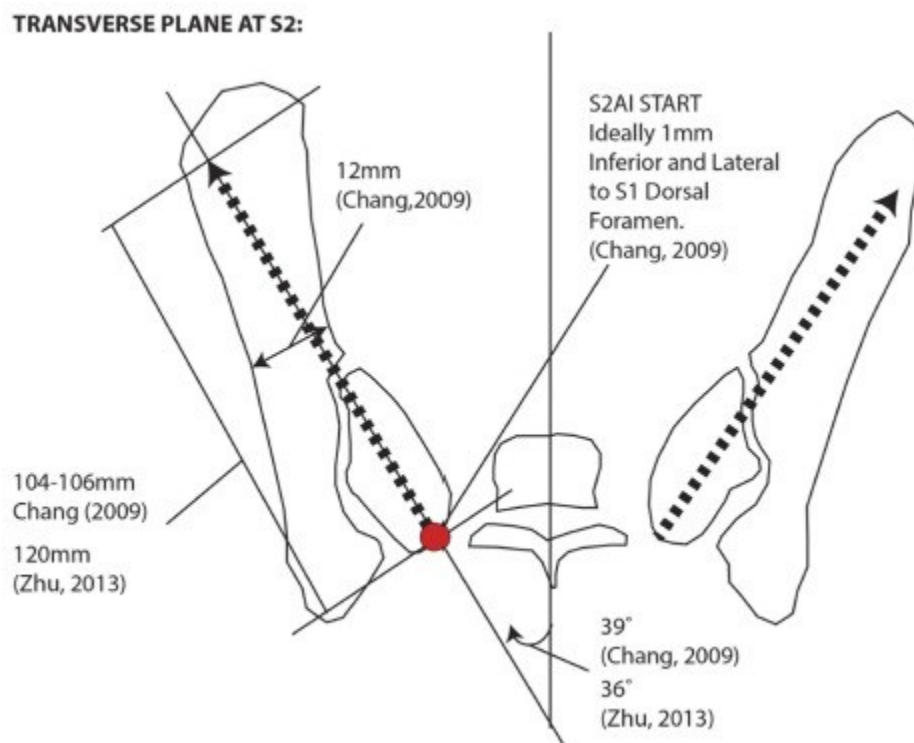


Figure 2.21 Illustration de la trajectoire de la vis S2AI. Adapté de Katsuura et al. (2018).

La technique S1AI est une innovation récente qui offre l'avantage d'assurer une fixation pelvienne sans nécessiter de dissection de l'entrée du pédicule S2, en faisant ainsi une option viable pour corriger une vis S1 promontoire défailante (Wang, Boubez, Shedid, Yuh, & Sebaaly, 2018). Cette approche, similaire à la technique S2AI, consiste à placer des vis dans la vertèbre S1, la région alaire et l'os iliaque, favorisant ainsi la stabilité et la fusion de la région lombo-sacrée. Des études ont également été menées pour développer une instrumentation plus solide en combinant différentes techniques, telles que l'utilisation conjointe de S1 et S2AI ou de S1AI et S2AI. Les études cliniques et mécaniques ont montré des résultats préliminaires positifs dans le traitement des problèmes liés à l'instabilité spino-pelvienne, tels que la pseudarthrose et la luxation du joint sacro-iliaque (W. Zhang et al., 2023).

2.3.2.3 Défaillances mécaniques associées à l'ancrage pelvien de l'instrumentation

Comparativement à l'utilisation des vis pédiculaires seules, les données cliniques corroborées par des études biomécaniques ont démontré des taux de fusion plus élevés avec une incidence d'échecs

plus faible de vis sacrées et de fractures avec l'introduction de la vis iliaque (Moshirfar et al., 2005). Cependant, elles ont été associées à des complications à cause du point d'entrée superficiel et de la dissection importante durant l'opération. La proéminence de la vis causant les douleurs fessières, le desserrage de la vis, la rupture d'implant, de l'infection et la déhiscence de la plaie, ce qui peut conduire à un taux de révision chirurgicale de 26% tel que rapporté par la métaanalyse de Hasan (Hasan, Liu, Wong, & Tan, 2020).

La fixation par vis S2AI présente plusieurs avantages potentiels, comme un profil plus bas dans le but de réduire les complications liées à la proéminence, un alignement avec l'instrumentation rachidienne permettant de minimiser la dissection, et une adhérence aux plusieurs couches corticales qui maximise la force de fixation, réduisant ainsi le desserrage de la vis par un rapport de cotes de 3,36 par rapport à l'utilisation de vis iliaques (Hasan et al., 2020; Mazur et al., 2015). En effet, les études cliniques ont montré que la fixation par vis S2AI a un taux d'échec mécanique et de complications significativement plus faible que la fixation par vis iliaques (De la Garza Ramos, Nakhla, Sciubba, & Yassari, 2018; Ilyas et al., 2015; Luo, Li, He, & Yi, 2022), réduisant considérablement la fréquence des réinterventions non planifiées ($p = 0,03$) (Mazur et al., 2015). Malgré une nette amélioration par rapport à la fixation iliaque, les risques de complications de cette fixation par S2AI restent divers et importants à cause des efforts importants qui devaient être soutenues au niveau de l'instrumentation, et ils sont résumés dans le Tableau 2.4.

On peut constater que les complications les plus fréquentes sont le desserrage de vis et les pseudarthroses au niveau du joint lombo-sacré. La prévalence de ces complications varie considérablement selon les études, allant de 6,5% à 85%. Cependant, chez les patients âgés de 70 ans et plus, on observe un taux très élevé, atteignant jusqu'à 66% pour le desserrage et 85% pour la pseudarthrose. Le desserrage de vis est défini par la présence d'une zone radiotransparente supérieure à 1,5 mm et se produit lorsque les vis ne sont pas suffisamment serrées dans les os, ce qui peut les faire se déplacer ou se déloger (Figure 2.22). Si le desserrage est important et qu'il n'est pas traité, cela peut entraîner un mouvement excessif des os qui sont censés être fixés ensemble, retardant la guérison et augmentant le risque de pseudarthrose. Cette complication peut donc causer de la douleur, une instabilité rachidienne et peut nécessiter une nouvelle intervention chirurgicale pour resserrer ou remplacer les vis. Comme le minéral osseux diminue avec l'âge (Riggs et al., 1981), les taux de défaillance du desserrage de la vis les plus élevés observés chez les patients âgés

sont le plus souvent dus à la mauvaise qualité de l'os (Krishnan, Varghese, Kumar, & Yoganandan, 2020).

Tableau 2.4 Défaillances observées dans la fixation pelvienne par vis S2AI

Auteur	Âge moyen de la cohorte	Nombre de patients	Période de suivi moyenne	Complications	Prévalence
Hassanzadeh et al. (2013)	58,3 ans	70	5 ans	Desserrage de vis	15 (13%)
				Fracture de vis	3 (6,5%)
Enercan et al. (2014)	63,6 ans	46	29 mois	Desserrage de vis	31 (33,6%)
				Pseudarthroses au joint lombo-sacré	3 (6,6%)
Elder et al. (2017)	62 ans	68	21 mois	Desserrage de vis	2 (2,9%)
				Pseudarthroses au joint lombo-sacré	4 (5,9%)
Martin, Haase, Lender, and Polly (2020)	56,5 ans	125	6 mois	Fracture à travers le sacrum	4 (4%)
				Fracture de la tige au joint lombo-sacré	1 (0,8%)
Iijima et al. (2020)	67,3 ans	50	2 ans	Desserrage de vis	33 (66%)
				Pseudarthroses au joint lombo-sacré	43 (85%)
Nakashima et al. (2020)	72,8 ans	35	2 ans	Desserrage de vis	18 (50%)
				Pseudarthroses au joint lombo-sacré	28 (79%)



Figure 2.22 La tomodensitométrie montre une zone radiotransparente autour de la vis S2AI, ce qui indique un desserrage. Adapté de Iijima et al. (2020).

2.3.2.4 Amélioration de la fixation de la trajectoire des vis S2AI

Plusieurs tentatives d'optimisation ont été faites pour maximiser la fixation et minimiser le risque de défaillance des vis S2AI. Liu et al. (2020) ont cherché à maximiser le diamètre du corridor dans lequel la vis peut être insérée, tandis que Wu, Chi, Ni, and Huang (2016) ont étudié la zone d'insertion possible de la vis. Ces deux études ont utilisé le profil de surface du bassin et du cartilage sacro-iliaque pour définir la limite du cylindre qui encadre l'espace de passage de la vis. Le cylindre passe par le point d'entrée habituel : le croisement de la ligne médiane entre les forams dorsaux supérieur et inférieur et de la ligne de la crête sacrée latérale (Figure 2.23). Pour maximiser le diamètre du corridor, le cercle inscrit avec un rayon maximal a été dessiné pour imiter le canal idéal de la vis S2AI à l'aide de la projection orthographique (Figure 2.24). En revanche, pour obtenir la région réalisable d'insertion sans pénétrer le cortex, un cylindre de diamètre fixe de 7 mm a été inscrit, puis ajusté à un angle maximal vers le haut et vers le bas (Figure 2.25).

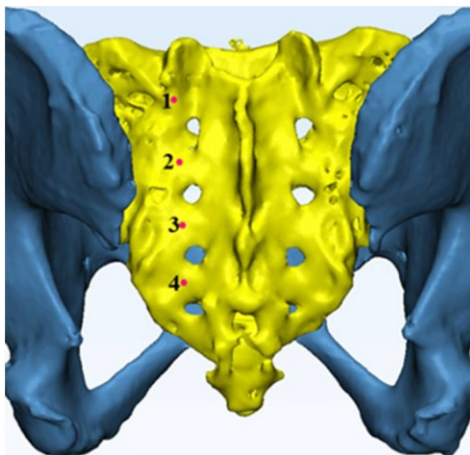


Figure 2.23 Emplacement des points d'entrée des vis S1AI-S4AI sur un modèle pelvien tridimensionnel représenté respectivement par les quatre points rouges. Adapté de Liu et al. (2020).

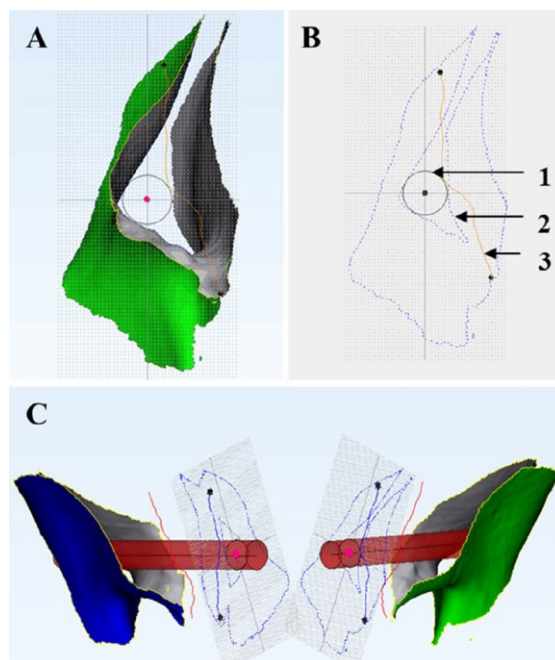


Figure 2.24 Processus de projection orthographique du canal de la vis S2AI. A, B Le cercle inscrit maximal centré sur le point d'entrée (première flèche), le profil de surface de la zone étroite de l'os cortical de l'ilium et de l'encoche sciatique (deuxième flèche), et la limite postérieure du SIJ (troisième flèche). C Les plans de projection gauche et droit (plans gris), ainsi que la projection de chaque partie sur le plan de projection orthographique (courbes bleues). Les cylindres rouges représentent les canaux idéaux de la vis S2AI qui passent par le point d'entrée et dont les rayons sont égaux aux rayons du cercle inscrit maximum. Adapté de Liu et al. (2020).

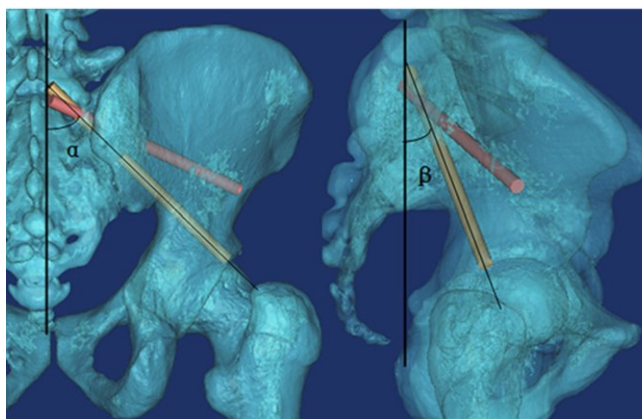


Figure 2.25 L'angle entre la trajectoire de la vis et la ligne verticale à partir de la vue antéropostérieure (α) et celui entre la trajectoire de la vis et la ligne verticale à partir de la vue latérale (β). La trajectoire jaune correspond à la vis maximale vers le bas et la trajectoire rouge correspond à la vis maximale vers le haut. Adapté de Wu et al. (2016).

La justification pour maximiser le diamètre est que des études biomécaniques et cliniques ont déterminé que les vis S2AI d'un diamètre inférieur à 8 mm étaient susceptibles de se briser (Jain, Kebaish, & Sponseller, 2016). De plus, la résistance à la flexion latérale de la vis est proportionnelle au rayon à la puissance 4. Dans l'étude de Liu et al. (2020), un rayon maximal moyen de 6 mm a été trouvé pour un cercle inscrit, lequel détermine la largeur du couloir permettant d'insérer une vis. Cette découverte a été réalisée au sein d'un échantillon de 40 individus. De même, Wu et al. (2016) ont montré dans un échantillon de 45 patients qu'un couloir suffisamment large pour accueillir les trajectoires possibles des vis S2AI se situait entre 50° et 80° entre la trajectoire de la vis et la ligne droite de la vue antéropostérieure, ainsi qu'entre 46° et 68° entre la trajectoire de la vis et la ligne d'érection de la vue latérale.

En ce qui concerne le point d'entrée, Jeong, Park, and Jung (2019) ont utilisé une vis de 8,5 × 115 mm pour l'insérer dans les modèles numériques construits à partir de 82 cadavres, puis ont ajusté avec précision la position de la vis pour obtenir la longueur intra-osseuse maximale de la vis sans perforation corticale tout au long du trajet de la vis. Ils ont constaté que le point d'entrée optimal avait une marge de tolérance assez large, et ils ont recommandé le point d'entrée décalé médianement, qui présente plusieurs avantages, notamment un ancrage osseux sacré suffisant à travers le SIJ et une insertion percutanée sans dissection profonde pour identifier le premier foramen sacré. L'orientation de la vis S2AI a été identifiée comme le facteur le plus important pour déterminer la longueur intra-osseuse adéquate, en général à moins de 5 mm du bord supérieur de

l'encoche sciatique pour obtenir une longueur de vis suffisante. Les auteurs ont également noté que la présence d'une dépression dans l'os iliaque autour du SIJ devait être identifiée car il interfère avec la longueur de la vis (Figure 2.26).



Figure 2.26 Identification de la trajectoire conventionnelle de la vis violant le cortex autour de la dépression dans l'os iliaque.

Ces études ont montré qu'il y a une marge de manœuvre lors de l'insertion de la vis S2AI et qu'il est possible de l'optimiser en utilisant différents paramètres tels que la zone d'insertion, les angles d'insertions, et les dimensions de la vis. Toutefois, ces études se sont basées sur des trajectoires idéales des vis S2AI dans l'espace géométrique, sans prendre en compte la biomécanique et d'autres facteurs liés par exemple à la distribution des propriétés mécaniques de l'os. Il est donc nécessaire d'évaluer les effets de la fixation de la vis en pratique et de mener une analyse biomécanique correspondante.

2.4 Imagerie médicale radiographique multi-énergie

La radiographie est la technique la plus utilisée pour le diagnostic, la surveillance et la prise en charge périopératoire de l'ASD (Assi et al., 2023). Deux vues de la colonne vertébrale complète sont réalisées pour évaluer les paramètres spino-pelviens. L'une des vues radiographiques est la vue AP ou PA, et l'autre est la vue LAT de la colonne vertébrale. Les patients atteints de l'ASD qui subissent plusieurs examens radiologiques ont un risque accru de développer un cancer induit par les radiations tout au long de leur vie en raison de l'exposition cumulative à des doses élevées de radiation (Ronckers et al., 2010). Dans ce contexte, un nouveau système de radiographie bi-planaire basse-dose a été développé. Il intègre un détecteur ultrasensible à chambre proportionnelle

à fils multiples pour détecter et mesurer précisément les rayons X en amplifiant le signal à l'aide de fils fins. Ce détecteur avancé réduit efficacement la quantité de rayonnement X absorbée par le patient tout en maintenant une qualité d'image comparable à celle de l'imagerie conventionnelle par rayons X, ce qui entraîne une diminution significative de la dose de radiation. Par exemple, dans le cas de la colonne vertébrale en projection antéro-postérieure, la dose de radiation est réduite à 0,07 mGy par rapport à 0,92 mGy dans l'imagerie conventionnelle (Melhem, Assi, El Rachkidi, & Ghanem, 2016). De plus, l'examen est effectué avec le patient en position debout, ce qui permet d'examiner la colonne vertébrale et le bassin dans des conditions de charge normale. En outre, le système utilise deux faisceaux de rayons X d'une largeur de 45 cm, par opposition au faisceau unique divergent utilisé en radiologie traditionnelle, ce qui garantit que les images obtenues représentent avec précision les proportions réelles, sans aucun artefact de grossissement.



Figure 2.27 Exemple de patiente dans la cabine de BMEX, dans la position debout pour l'acquisition des radiographies orthogonales. Adapté de EOSedge - EOS imaging (eos-imaging.com).

Dans les radiographies conventionnelles, tous les tissus sont superposés les uns aux autres, ce qui rend difficile la visualisation de tissus spécifiques, en particulier les tissus osseux qui sont essentiels pour le diagnostic de l'ASD. Un nouveau système BMEX permet d'obtenir une image des tissus mous ou des os par le biais de rayons X ayant deux niveaux d'énergie différents (Figure 2.27). En effet, pour un même type de tissus, le degré d'atténuation varie en fonction de l'énergie du faisceau de rayons X, et par conséquent, il y a une différence dans l'image même s'il s'agit de la même partie du corps, comme le montre la Figure 2.28. Si l'on applique une suite d'opérations linéaires entre

ces deux images, on peut obtenir des images de certains tissus exclusivement (Figure 2.29). Avec une qualité d'image élevée des tissus osseux, cette technique est actuellement considérée comme l'étalon-or pour l'évaluation de la BMD et constitue un outil indispensable dans les études cliniques et biomécaniques.

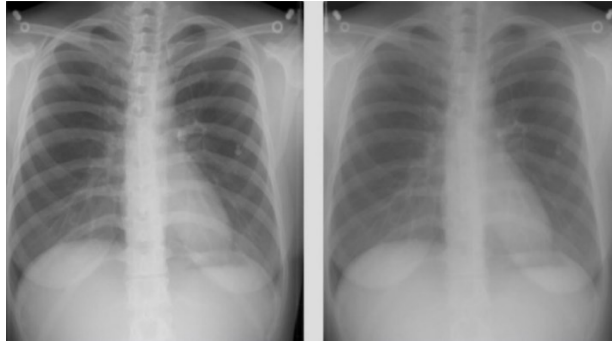


Figure 2.28 Image à faible énergie (à gauche) et image à haute énergie (à droite). Adapté de Dual Energy Radiography Acquisition and Processing | Radiology | SUNY Upstate Medical University.

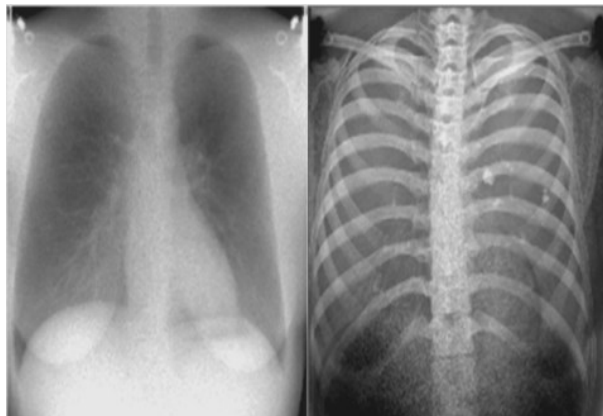


Figure 2.29 Image des tissus mous seulement (à gauche) et image de l'os seulement (à droite). Adapté de Dual Energy Radiography Acquisition and Processing | Radiology | SUNY Upstate Medical University.

Un simulateur d'images a également été développé. Celui-ci permet de générer des BMEXs obtenues par le système à partir des tomodensitométries d'un patient préalablement acquis, avec les paramètres d'acquisition pouvant être réglés comme s'ils étaient pris directement sur le système.

2.5 Modélisation numérique du bassin

2.5.1 Techniques de reconstruction 3D géométrique du bassin

Pour de nombreuses procédures de diagnostic médical, les médecins ont recours à des radiographies en raison de leur rapidité, de leur faible coût et de leur grande disponibilité dans la plupart des hôpitaux et cliniques. La reconstruction 3D à partir d'images planes est donc nécessaire dans ce contexte car le modèle reconstruit permettrait de comprendre de manière globale l'anatomie, d'aider aux mesures précises et de permettre des simulations, ce qui améliorerait les résultats chirurgicaux (Figure 2.30). Cheriet and Meunier (1999) ont développé une méthode d'auto-calibrage qui utilise les informations présentes dans les images, en particulier les structures anatomiques. Cette méthode repose sur l'identification de repères anatomiques appariés sur une paire de radiographies, qui servent de référence pour calibrer précisément la position et l'orientation de la source de rayons X et du film par rapport au patient. Les paramètres géométriques approximatifs sont initialement utilisés, puis la position tridimensionnelle des repères appariés est ajustée de manière itérative jusqu'à ce que le système converge vers un état stable, indiquant ainsi une solution valide. L'objectif principal est de minimiser les erreurs de rétroprojection des repères anatomiques en ajustant les paramètres géométriques. Cette auto-calibrage peut donc compenser les variations causées par le mouvement du patient, ce qui permet donc de réduire les artefacts et les erreurs dus au mouvement et d'obtenir des images radiographiques plus précises et cohérentes, avec une erreur de reconstruction moyenne de 2,5 mm.

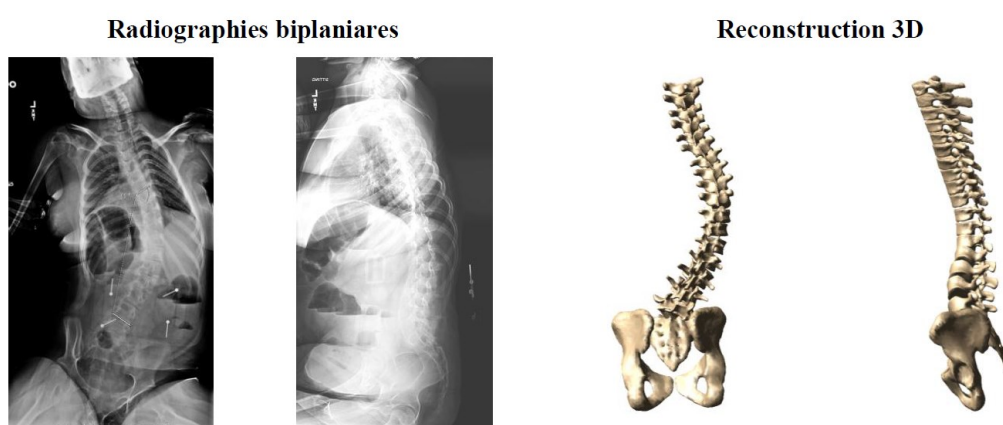


Figure 2.30 Reconstruction 3D et modélisation géométrique du rachis personnalisé à partir des radiographies bi-planaires d'un patient

2.5.2 Modélisation par éléments finis avec instrumentation spino-pelvienne

Étant donné les limites des tests *in vivo* en raison de problèmes éthiques, la modélisation par éléments finis s'est avérée être une bonne alternative pour la compréhension de la biomécanique osseuse et la chirurgie orthopédique, en particulier pour une compréhension biomécanique de l'instrumentation rachis-pelvien (Naoum et al., 2021) (Figure 2.31). Plusieurs études sur la biomécanique de la fixation spino-pelvienne avec l'utilisation d'un FEM ont été publiées dans les dernières années.

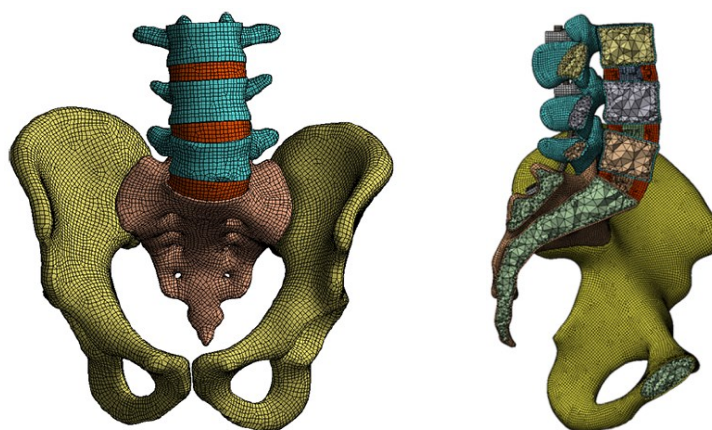


Figure 2.31 FEM du rachis lombaire (L3-L5) et du bassin avec instrumentation. Adapté de Shin et al. (2018).

Bruna-Rosso et al. (2016) ont utilisé un FEM du bassin pour examiner la biomécanique des dispositifs de fixation pour le SIJ. Ils ont effectué des simulations de six scénarios de fixation, comprenant un ou deux implants d'un côté, avec des trajectoires proximales et distales. Des charges de compression verticales ont été appliquées lors de l'évaluation. Les résultats ont révélé que les dispositifs de fixation réduisaient efficacement le déplacement de la plaque S1, avec une réduction significative allant jusqu'à 62,5 % observée pour la trajectoire proximale. L'étude conclut que le modèle développé offre des connaissances précieuses pour améliorer la fixation du SIJ en guidant la sélection de trajectoires d'implants optimales, ce qui entraîne de meilleurs résultats cliniques.

Shin et al. (2018) ont utilisé un FEM du rachis lombaire (L3-L5) et du bassin reconstruits à partir des tomodensitométries d'un homme en bonne santé de 27 ans pour comparer les caractéristiques biomécaniques, en particulier le risque d'échec des vis et des os adjacents, lors de la fixation par vis S2AI par rapport à la fixation par vis iliaque. Des vis pédiculaires ont été placées sur les

vertèbres L3-S1 avec trois longueurs différentes de vis S2AI et de vis iliaques (60 mm, 75 mm et 90 mm). En particulier, deux types de vis S2AI, à tête polyaxiale de 15° et 30°, ont été utilisés. Des charges physiologiques telles qu'une combinaison de charges de compression, de torsion et de flexion/extension ont été appliquées sur le modèle (Figure 2.32) de manière quasi-statique, et la distribution des contraintes ainsi que les valeurs maximales de contrainte équivalente de von Mises ont été calculées. Les résultats ont montré que par rapport à la vis iliaque, la vis S2AI réduisait le risque de défaillance de l'implant pour la fixation spino-pelvienne grâce à une meilleure prise corticale où les contraintes osseuses sont plus élevées, et que la vis S2AI de 90 mm de longueur avec un angle de tête de 15° pourrait présenter des avantages biomécaniques (Sohn et al., 2018).

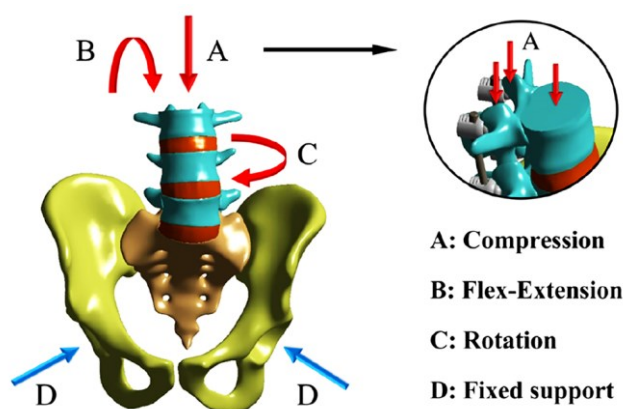


Figure 2.32 Charges physiologiques et conditions aux limites appliquées au FEM du bassin.
Adapté de Shin et al. (2018).

Casaroli et al. (2019) ont caractérisé les effets des vis iliaques, des vis alar-iliaques S2 et des implants triangulaires sur les contraintes exercées sur les tiges et les vis pédiculaires S1. Quatre FEM de la région lombo-pelvienne féminine ont été créés avec cinq scénarios pour chacun d'entre eux: cas intact, fixation avec des vis pédiculaires jusqu'à S1, et ceux des vis pédiculaires avec vis iliaque, vis S2AI ou implants bilatéraux (Figure 2.33). L'objectif était d'évaluer les contraintes exercées sur les tiges au niveau du segment L5-S1 et sur les vis pédiculaires S1 dans différentes configurations sous compression, flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale. Les résultats ont révélé que les contraintes exercées sur les vis pédiculaires S1 étaient les plus élevées lorsqu'elles étaient utilisées seules, atteignant jusqu'à 337 MPa de contrainte de flexion. L'utilisation de vis S2AI et d'implants bilatéraux a significativement réduit les contraintes à la fois sur les vis et les tiges, et s'est avérée bien meilleure que l'utilisation de vis iliaques, avec une

réduction des contraintes moyenne de 33 % et 41 % pour les vis S2AI, et de 17 % et 50 % pour les implants bilatéraux, par rapport à l'utilisation de vis iliaques.

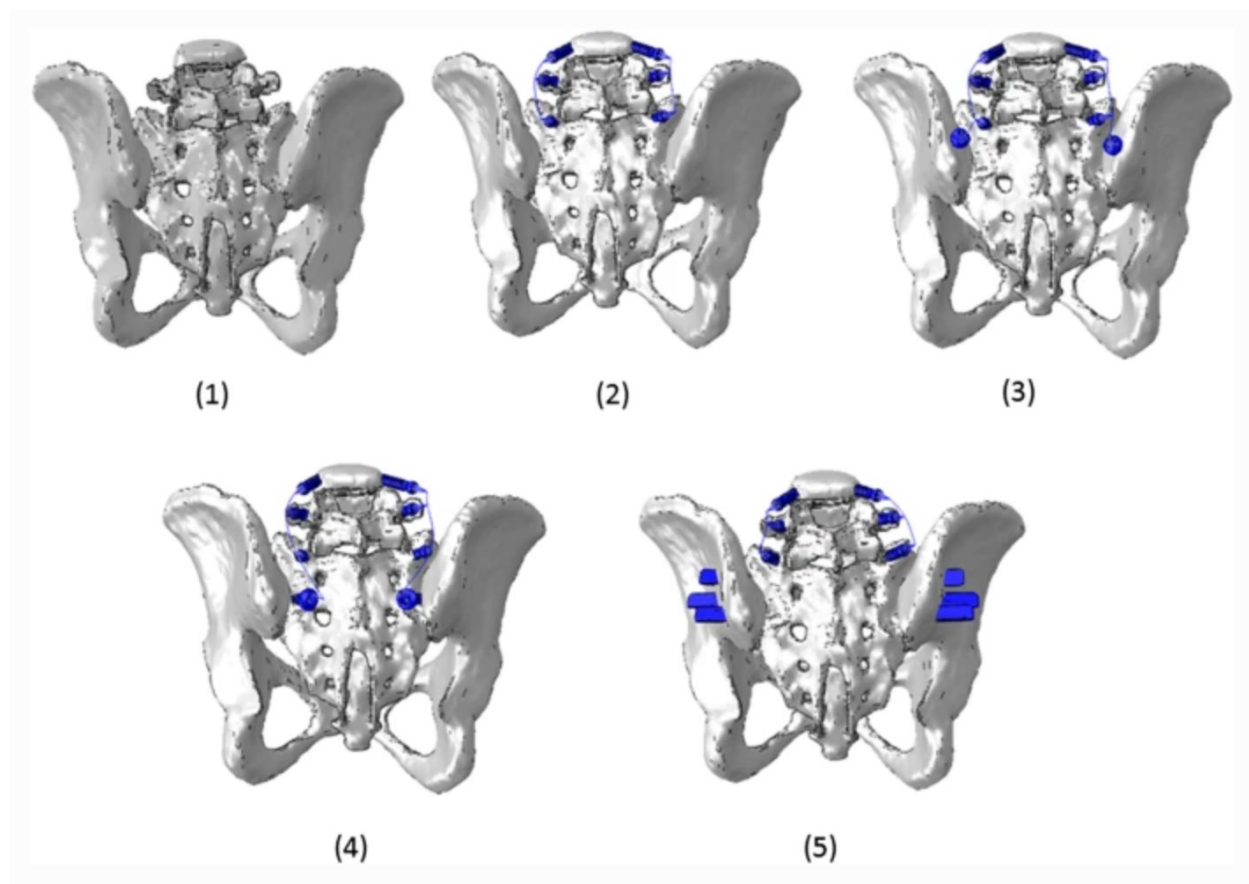


Figure 2.33 Configurations lombosacrées étudiées : (1) intacte, (2) vis pédiculaires jusqu'à S1, (3) vis pédiculaires jusqu'à S1 + vis iliaques, (4) vis pédiculaires jusqu'à S1 + vis S2AI, et (5) vis pédiculaires jusqu'à S1 + implants bilatéraux. Adapté de Casaroli et al. (2019).

Sohn et al. (2018) ont étudié les propriétés biomécaniques d'une méthode de fixation modifiée par vis iliaque en la comparant à la fixation classique par vis iliaque et à la fixation S2AI (Figure 2.34). Leur FEM comprenait la colonne lombosacrée et le bassin d'un adulte normal. La partie supérieure de la vertèbre la plus élevée a été soumise à un moment pur de 10 Nm dans les directions de flexion, extension, rotation axiale et flexion latérale. De plus, une charge de suiveur (« follower load ») compressive de 400 N a été appliquée, validant ainsi la trajectoire de charge de suiveur. L'étude a révélé que la contrainte maximale Von-Mises dans la vis S2AI était localisée au niveau du point médian de la tige et était la plus faible (63 MPa) lors de la flexion, comparée à la vis iliaque (126 MPa) et à la vis iliaque modifiée (75 MPa). De plus, les auteurs ont émis l'hypothèse que les micro-

mouvements du SIJ pourraient avoir un impact sur le niveau de contrainte exercé sur la tige de la vis dans la technique S2AI.

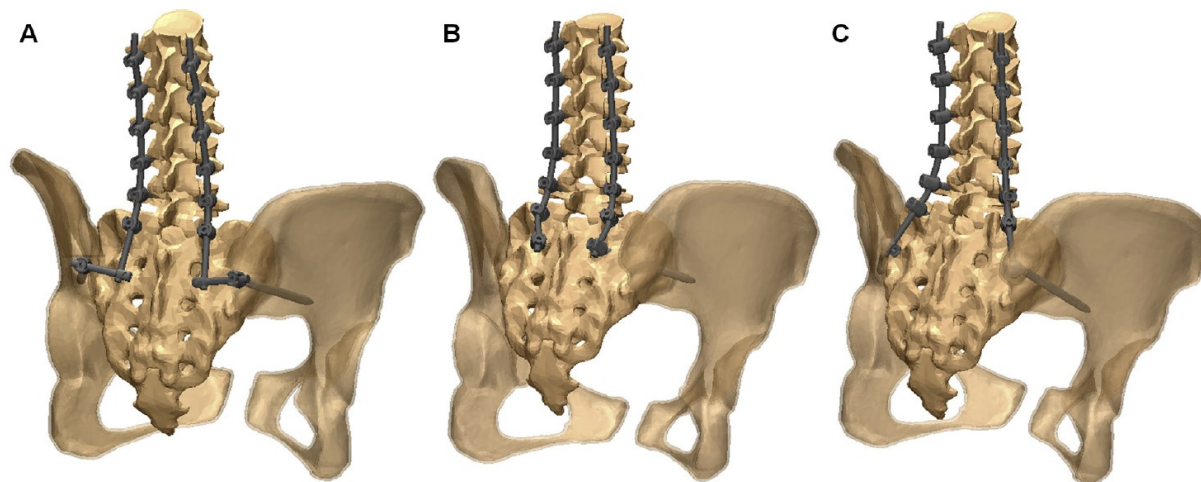


Figure 2.34 FEM des trois techniques différentes de fixation par (a) vis iliaque, (b) S2AI, (c) vis iliaque modifiée. Adapté de Sohn et al. (2018).

2.5.3 Modèle SM2S

Pour étudier la biomécanique des instrumentations spino-pelviennes, un modèle FEM de référence appelé modèle SM2S a été développé dans notre laboratoire international iLabSpine. Ce modèle a été construit à partir des coupes sériées de tomodensitométrie d'un homme européen de 32 ans dans le 50^e centile (75 kg, 1,75 m, aucune pathologie spino-pelvienne connue) (El-Rich, Arnoux, Wagnac, Brunet, & Aubin, 2009; Labe, 2008). L'os cortical et l'os trabéculaire sont modélisés en deux parties à l'aide d'éléments tétraédriques, et l'épaisseur de l'os cortical varie de 0,37 à 4,9 mm dans l'ilium, de 0,46 à 1,3 mm dans le sacrum et de 0,39 à 2,2 mm dans les vertèbres. D'autres éléments anatomiques qui ont été inclus dans le modèle sont les ligaments, les disques intervertébraux et les cartilages (Figure 2.35). De plus, si un FEM spécifique au patient est nécessaire dans une étude biomécanique, le modèle SM2S peut être transformé en la morphologie spécifique au patient évaluée en fonction des points de contrôle sur le modèle 3D obtenu dans la section 2.5.1 à l'aide du krigeage (Lalonde, Petit, Aubin, Wagnac, & Arnoux, 2013).

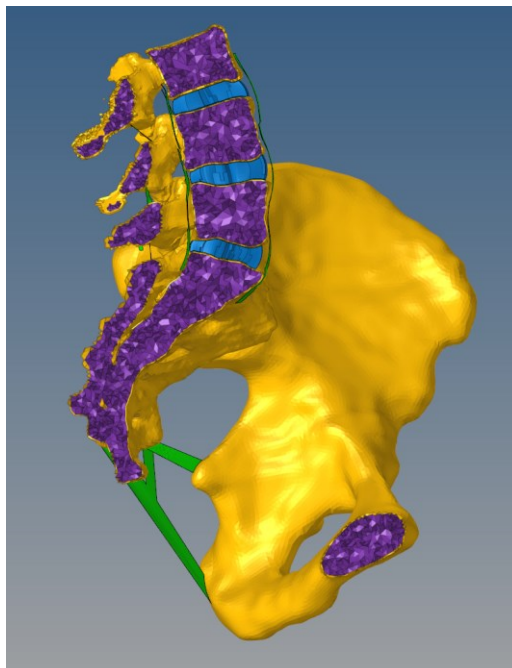


Figure 2.35 Section transversale le long du plan médian sagittal de la partie lombaire (L3-L5) et du bassin du modèle SM2S avec l'os cortical (orange), l'os trabéculaire (violet), les disques intervertébraux (bleu) et les ligaments (en vert).

Plusieurs études récentes sur la fixation spino-pelvienne ont été faites avec ce modèle. Bianco et al. (Bianco et al., 2017) ont utilisé la vertèbre L3 de SM2S pour réaliser une analyse biomécanique visant à évaluer les performances d'ancrage de différentes conceptions de vis pédiculaires et stratégies de placement lorsqu'elles sont soumises à une charge de traction. Une étude expérimentale a été réalisée pour tester deux longueurs de vis différentes (40-50 mm), des diamètres de vis (6,5-8,5 mm), des filetages de vis (simple et double filet) et des trajectoires (droite et anatomique). Des propriétés élastoplastiques ont été attribuées à l'os, et une interaction de contact pénalité nœud-surface a été utilisée à l'interface os-vis. Les vis ont été soumises à des charges et à des conditions aux limites pour simuler des essais d'extraction (Figure 2.36). L'analyse statistique a révélé des effets significatifs ($P < 0.01$) pour tous les paramètres testés, avec le diamètre de la vis exerçant l'influence la plus importante sur la résistance mécanique du dispositif vis-os. La trajectoire d'insertion optimale pour résister à l'arrachement impliquait de placer les filetages de la vis plus près des parois du pédicule en utilisant la technique d'insertion directe, mettant ainsi en évidence l'importance de l'adhérence corticale. De plus, les vis à filetage simple ont montré des performances supérieures par rapport aux vis à double filetage conique.

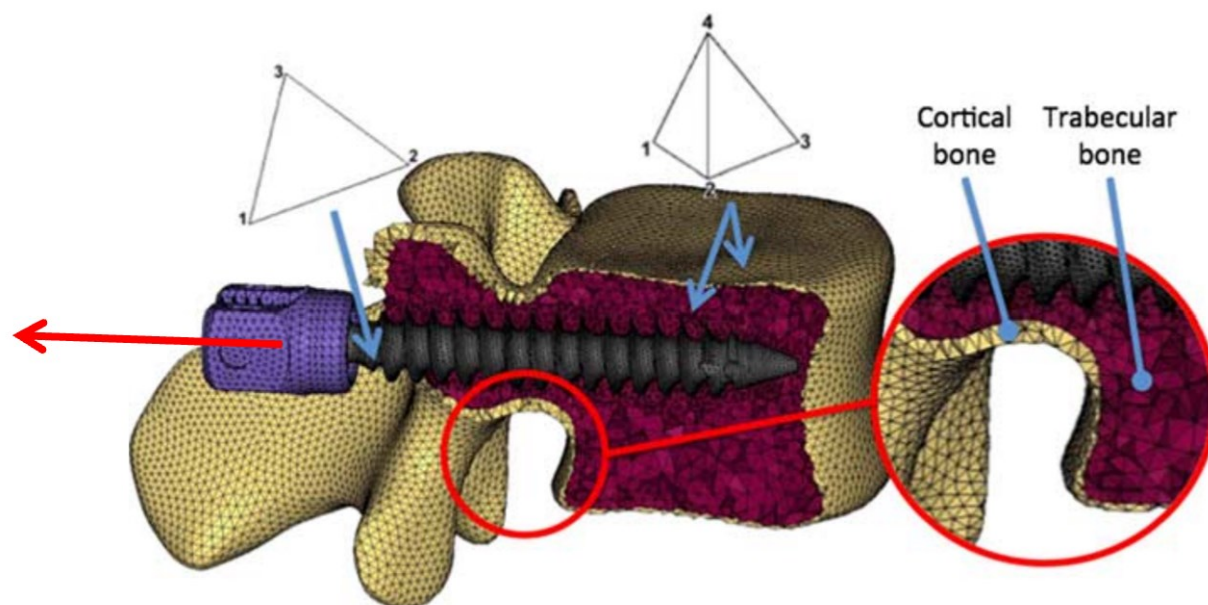


Figure 2.36 La vertèbre L3 du modèle SM2S avec une vis à filetage simple cylindrique (longueur de 50 mm, diamètre de 8,5 mm) insérée. L'épaisseur régionale corticale et les éléments utilisés et la distribution du maillage sont indiqués. La direction de la force d'extraction est représentée par la flèche rouge. Adapté de Bianco et al. (2017).

Dans l'étude de Fradet et al. (2020), les forces axiales d'extraction et de flexion-extension représentant les charges préopératoires et postopératoires ont été appliquées sur les vis (Figure 2.37), et deux configurations pédiculaires (S1 et S1A) et deux configurations spino-pelviennes (S1AI et S2AI) ont été simulées et comparées avec des dimensions de vis différentes (diamètre de 5,5 et 6,5 mm ; longueur de 35 mm à 125 mm). En plus des contraintes autour de la vis, la rigidité initiale et la force maximale d'extraction sont deux critères de comparaison plus globaux qui peuvent être obtenus en simulant les tests d'extraction. (Figure 2.38). Dans l'ensemble, les vis sacro-iliaques ont produit des forces d'extraction 2,75 fois plus élevées que les vis de fixation sacrées, et le diamètre et la longueur des vis ont eu des effets significatifs sur la fixation de la vis. De plus, cette étude biomécanique a conclu que la densité osseuse influence les performances de fixation, et que l'adhérence corticale a entraîné une meilleure force d'ancrage.

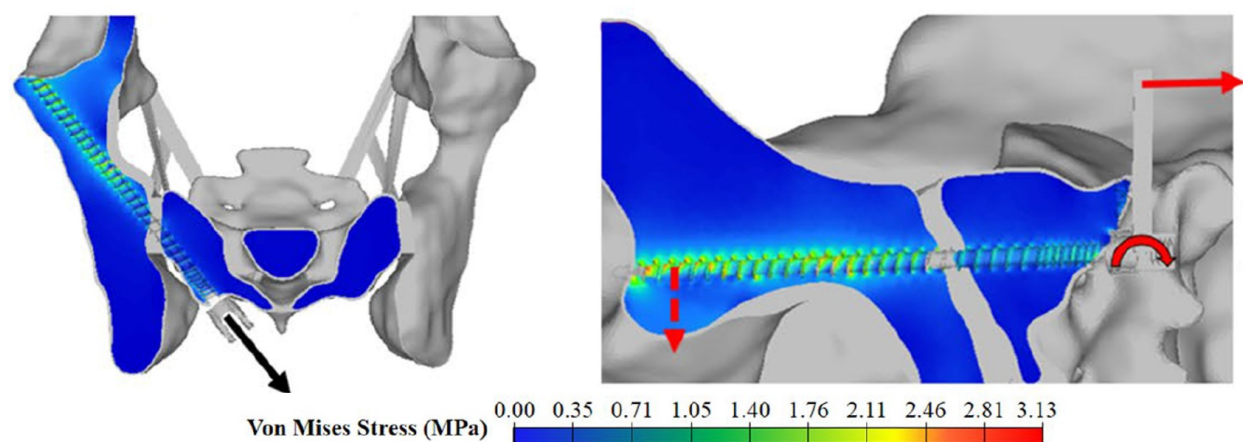


Figure 2.37 Champ de contrainte dans l'os trabéculaire de la fixation par S1AI montrant les conditions d'extraction (à gauche) et les conditions de basculement d'extension (à droite) (adapté de Fradet et al. (2020)).

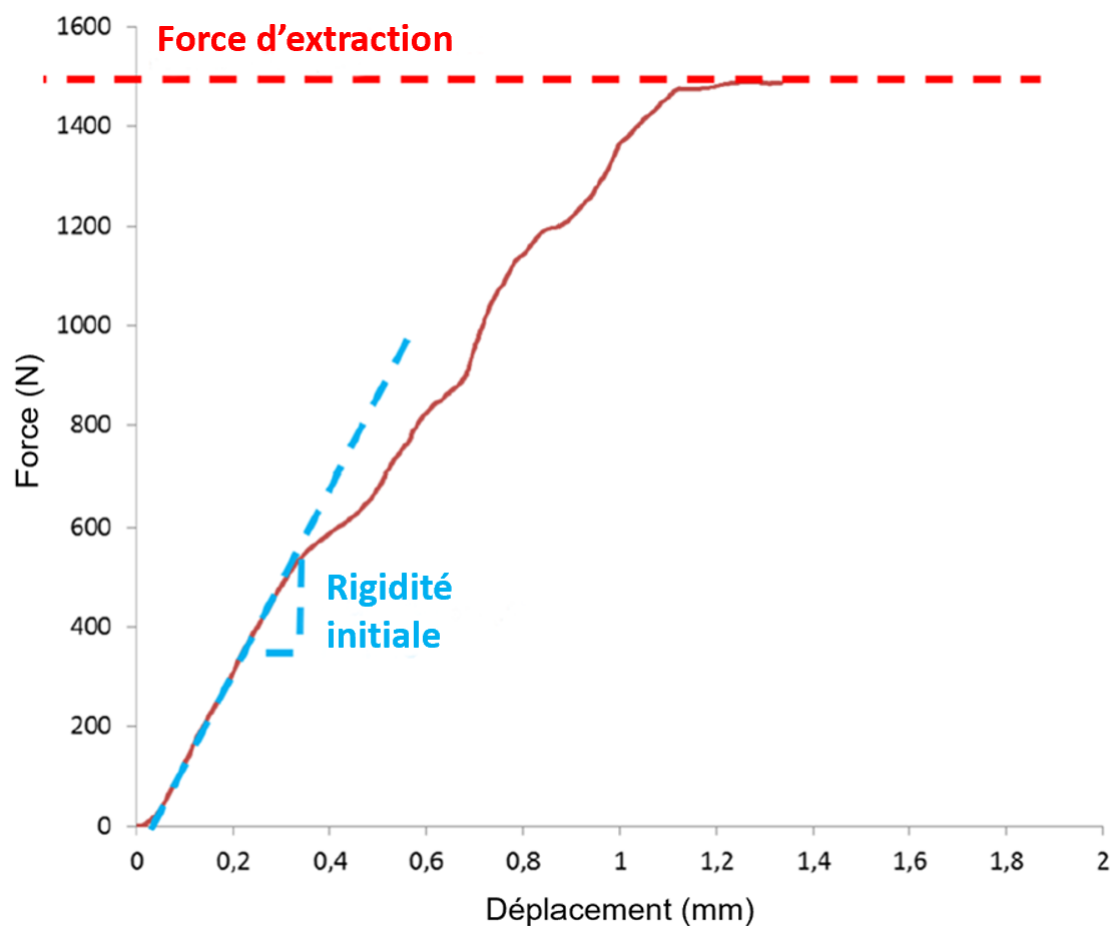


Figure 2.38 Courbe force-déplacement montrant la rigidité initiale et la méthode de mesure de la force d'extraction. Adapté de Fradet et al. (2020).

2.5.4 Études expérimentales sur la fixation des vis pelviennes

Les études expérimentales fournissent une approche complémentaire et essentielle aux études numériques en permettant la validation des modèles et la compréhension des phénomènes physiques réels. Ces études ont pour but d'évaluer différentes dimensions et trajectoires de la vis pelvienne afin d'améliorer son ancrage. Dans l'étude de Santos, Sembrano, Mueller, and Polly (2011), les chirurgiens ont testé deux diamètres différents de vis (7,5 mm et 9,5 mm avec une longueur de 140 mm) suivant deux trajectoires différentes (PSIS – AIIS et PSIS – os supra-acétabulaire) sur 10 spécimens cadavériques. Le couple d'insertion a été mesuré pour chaque tour complet afin d'évaluer la performance biomécanique. Les chercheurs ont conclu que bien que la trajectoire n'ait pas d'effet sur le couple d'insertion, il est possible d'augmenter le couple en plaçant des vis de plus grand diamètre et plus longues, et les couples d'insertion sont corrélés à l'engagement du cortex iliaque latéral et de la fosse iliaque supérieure. Par conséquent, lorsque l'emplacement de la vis est correctement choisi et que le couple d'insertion est appliqué de manière appropriée, une force de serrage adéquate est générée entre la vis et l'os environnant. Cela permet de créer une friction et une pression suffisantes pour résister à la force d'extraction.

Cependant, il a également été rapporté que les vis longues entraînent plusieurs complications telles que la pénétration de l'ilion et de l'acétabulum. Compte tenu de ces complications, certains suggèrent l'utilisation de vis iliaques courtes allant seulement jusqu'à l'encoche sciatique (H. Y. Zhang, Thongtrangan, Balabhadra, Murovic, & Kim, 2003). Dans ce contexte, Zheng et al. (2009) ont testé deux longueurs de vis différentes (70 mm et 120 mm avec 7 mm de diamètre), et les vis courtes de 70 mm ont été testées avec ou sans augmentation par ciment osseux. Un essai de charge cyclique et un essai d'arrachement ont été réalisés pour comparer les différentes stratégies. La résistance maximale à l'extraction des vis longues et vis courtes après conditionnement à la fatigue était respectivement de 2386 ± 1470 et 833 ± 681 N. La force d'extraction de la vis courte avec augmentation et celle de la vis longue après une charge cyclique était de 2436 ± 915 et 2529 ± 1055 N, respectivement. Les auteurs ont conclu que la vis iliaque courte avait un taux de desserrage plus élevé et que l'utilisation d'une augmentation en ciment osseux permettait d'obtenir une résistance similaire à celle des vis longues.

Les dimensions des vis ne sont pas les seuls facteurs qui influencent la performance de la fixation pelvienne, mais aussi la qualité osseuse du patient (Krishnan et al., 2020). Ainsi, Oberkircher et al.

(2021) ont comparé l'ancrage des vis pédiculaires (7,5 X 55 mm) sans augmentation avec ciment, avec augmentation avec ciment avant et après le placement de la vis sur 15 spécimens ostéoporotiques du bassin. La force d'extraction était de $592,6 \text{ N} \pm 335,07$ par vis sans augmentation de ciment, $996 \text{ N} \pm 287,43$ par vis avec augmentation au ciment avant la mise en place de la vis, et de $1324,88 \text{ N} \pm 398,76$ par vis avec augmentation avec ciment après la mise en place de la vis. Les auteurs ont conclu que la force d'extraction est réduite pour les patients ostéoporotiques et l'augmentation avec ciment permet d'améliorer significativement l'ancrage de la vis iliaque.

2.5.5 Cartographie de la qualité osseuse et des propriétés mécaniques dans le modèle numérique

Traditionnellement, la cartographie de la qualité osseuse sur le FEM se fait à partir des tomodensitométries. Cependant cette approche présente certaines limites, comme dans le cas du diagnostic de l'ASD ou de l'ostéoporose où l'utilisation des tomodensitométries ne fait pas partie de l'examen de routine. Une méthode pour cartographier la densité osseuse à partir de la DXA, similaire à la BMEX mais utilisant uniquement un plan pour différencier les tissus mous de l'os afin de mesurer la densité minérale osseuse, a donc été envisagée et mise en œuvre.

Dans la littérature, les chercheurs ont utilisé des modèles statistiques pour personnaliser à la fois la géométrie et la qualité osseuse en fonction d'une seule image DXA. Vaananen, Grassi, Flivik, Jurvelin, and Isaksson (2015) ont utilisé une banque de cas pour générer un SAM représentant la forme moyenne du fémur d'une population étudiée. Ce SAM a ensuite été personnalisé en fonction de la forme et de la densité osseuse observées sur la DXA d'un patient donné, et la précision de la reconstruction a été évaluée avant de construire un FEM du fémur soumis à une charge d'appui afin d'évaluer son impact sur les simulations. La BMD reconstruite a montré une MAD de 140 et 185 mg/cm^3 , respectivement, pour les ensembles testés par rapport aux tomodensitométries. Grassi, Vaananen, Ristinmaa, Jurvelin, and Isaksson (2017) ont ensuite validé l'approche par des tests expérimentaux et ont constaté que les FEM basées sur la DXA pouvaient prédire avec précision la résistance du fémur.

De manière similaire, Humbert et al. (2017) ont utilisé la DXA du patient pour effectuer un alignement avec leur SAM, permettant ainsi une personnalisation de la forme du fémur et de la distribution de la densité osseuse. Leur algorithme a également permis une segmentation de la paroi corticale avec des mesures d'épaisseur et de densité personnalisées. Afin d'évaluer la précision de l'algorithme, les résultats ont été comparés à des mesures obtenues par tomодensitométrie, révélant une MAD de 0,33 mm pour l'épaisseur corticale et de 72 mg/cm³ pour la densité corticale, ce qui démontre une bonne concordance entre les mesures de DXA et de tomодensitométrie. Les coefficients de corrélation pour divers paramètres osseux ont également révélé des associations étroites. Dans l'ensemble, cette approche présente des perspectives prometteuses pour la cartographie de la qualité osseuse tout en maintenant la DXA comme technique d'imagerie utilisée.

2.5.6 Modélisation par éléments finis du rachis exploitant l'imagerie bi-planaire pour personnaliser les propriétés mécaniques

Au cours de la dernière décennie, EOS Imaging©, un leader mondial en imagerie médicale, a développé un système de BMEX permettant d'exploiter les propriétés mécaniques du tissu osseux. Pour cela, Le Bras (2004) ont mis au point deux protocoles de calibrage, l'un pour la recherche avec quatre niveaux d'énergie permettant la comparaison avec la DXA traditionnelle, et l'autre pour une utilisation clinique avec deux niveaux d'énergie adaptés à l'appareil. Malgré une légère surestimation de la densité minérale osseuse par rapport à la DXA, les résultats des deux protocoles ont montré une corrélation satisfaisante ($R^2 = 0,9$) entre les deux systèmes. Cela démontre que la BMEX est capable d'évaluer la densité minérale osseuse de manière similaire au système DXA conventionnel.

Sapin-de Brosses et al. (2010) ont utilisé la BMEX pour calibrer les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire vertébral en se basant sur la BMD mesurée par ce système. Des corrélations significatives ont été observées entre le module d'Young des échantillons et leur BMD. Bien que ces corrélations ne soient pas aussi prédictives que celles basées sur la tomодensitométrie quantitative, elles sont plus précises que celles obtenues dans les études antérieures utilisant la DXA. Cette étude ouvre des perspectives prometteuses pour la construction de FEM intégrant à la fois la géométrie et les propriétés mécaniques spécifiques au patient grâce à l'utilisation de la BMEX.

Par la suite, Choisine, Travert, Valiadis, Follet, and Skalli (2017) ont utilisé un FEM générique de la vertèbre pour construire un modèle spécifique au patient en utilisant la BMEX afin d'évaluer la force vertébrale. La distribution de la BMD et la force vertébrale prédites par le FEM basé sur la BMEX ont été comparées au FEM basé sur la tomodensitométrie quantitative. Au total, 46 vertèbres ont été scannées en utilisant les deux techniques et des FEM spécifiques ont été construits. Les résultats ont montré une faible erreur statistique et une corrélation dans la distribution de la BMD avec une RMSE de 76 mg/cm^3 et un R^2 de 0,77, et dans la force vertébrale avec une RMSE de 641N et un R^2 de 0,92 entre les deux méthodes. Cette méthode a permis d'estimer avec précision la distribution de la BMD et de personnaliser les propriétés mécaniques pour l'analyse *in vitro* des vertèbres lombaires. Cependant, cette étude n'a pas étudié son éventuelle applicabilité pour évaluer la performance de la fixation spino-pelvienne.

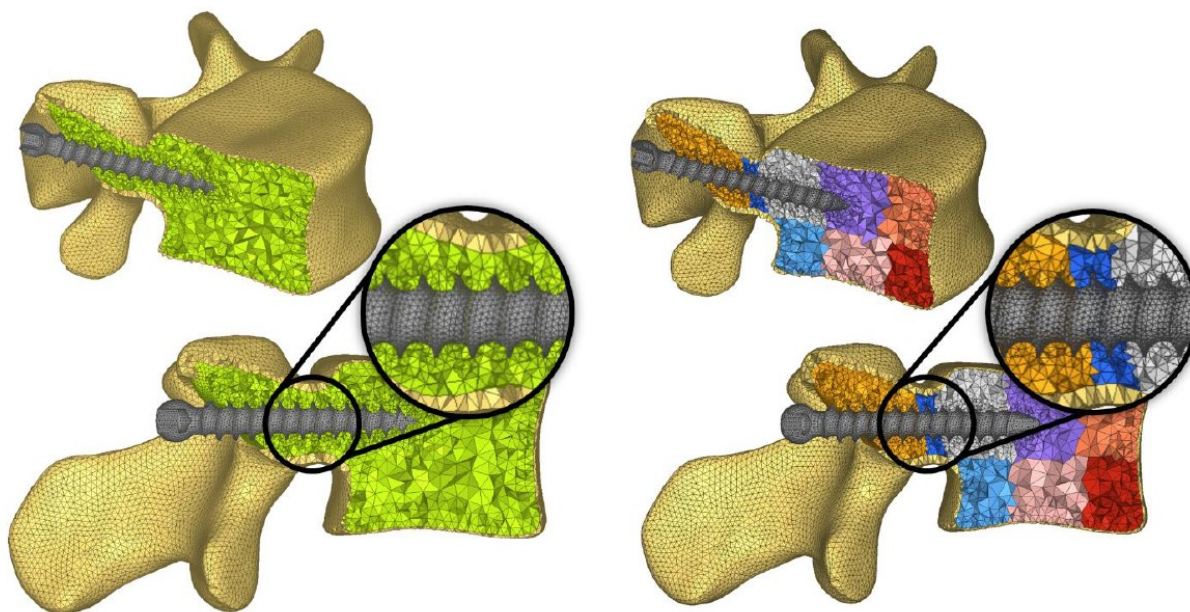


Figure 2.39 Modèles maillés avec une distribution homogène (à gauche) et hétérogène (à droite) avec une vis pédiculaire insérée dans le pédicule droit. Adapté de Solorzano Barrera et al. (2023).

Pour adresser cette problématique, Solorzano Barrera et al. (2023) ont appliqué l'utilisation de la BMEX à la simulation de la fixation d'une vis pédiculaire. Leur approche consistait à segmenter le modèle de la vertèbre en 8 régions anatomiques et à attribuer une qualité osseuse en moyennant les BMD surfaciques sur la BMEX (Figure 2.39). Deux FEM ont été comparés, l'un avec une distribution homogène de l'os trabéculaire et l'autre avec une distribution hétérogène. Les résultats

ont démontré que les modèles intégrant les propriétés mécaniques dérivées de la BMEX présentaient une interface os-vis plus rigide, une force d'extraction maximale supérieure et une répartition des contraintes différente. L'étude souligne que prendre en compte une distribution osseuse personnalisée dans un modèle de simulation rachidienne offre une perspective plus réaliste pour la planification chirurgicale orthopédique par rapport à l'utilisation d'une distribution homogène de référence, qui pourrait sous-estimer les résultats. Cette étude a donc permis de démontrer la faisabilité d'intégrer la BMEX dans la planification chirurgicale d'instrumentation du rachis par modèle numérique, ce qui suggère ainsi la nécessité de mener des études plus approfondies dans cette direction.

CHAPITRE 3 SYNTHÈSE DE LA PROBLÉMATIQUE, FORMULATION DES HYPOTHÈSES ET ÉNONCÉ DES OBJECTIFS

La revue des connaissances a permis de définir les voies à poursuivre pour l'amélioration de l'ancrage des vis pelviennes. Plus précisément, les problématiques suivantes ont été identifiées et devraient être abordées dans ce mémoire :

- Il n'existe pas d'études détaillées sur les paramètres spécifiques permettant d'optimiser la performance biomécanique d'un seul type d'implant utilisé dans la fixation spino-pelvienne, notamment les vis S2AI.
- Il n'existe pas d'études permettant de représenter de manière détaillée la qualité osseuse à l'interface vis-os en utilisant la BMEX.
- Il manque encore une méthodologie et une validation pour l'utilisation de la BMEX dans l'évaluation de l'instrumentation spino-pelvienne.

Ce mémoire s'inscrit donc dans la continuité des travaux précédents visant à appliquer la BMEX dans l'optimisation des implants spino-pelviens par le biais d'études biomécaniques. Cela conduit à notre hypothèse de recherche suivante :

H : Les dimensions et la trajectoire de la vis S2AI optimisée en maximisant la qualité osseuse autour de la vis présentent une force d'extraction significativement plus élevée ($p < 0,05$) que celle d'une trajectoire standard.

L'objectif principal est d'utiliser la BMEX pour construire un FEM personnalisé et détaillé en fonction des propriétés physiques de l'os et d'autres tissus du bassin, permettant ainsi de représenter de manière précise l'ancrage vis-os le long de la trajectoire des vis. Cette modélisation permettra notamment d'évaluer et d'optimiser la performance de la fixation sacro-iliaque spécifique à chaque patient, dans le but de réduire les risques de défaillance mécanique.

Les objectifs spécifiques qui en découlent sont :

- 1) Elaborer une méthode permettant d'extraire les propriétés physiques du bassin à partir de la BMEX et de construire un FEM détaillé personnalisé, prenant en compte la géométrie et la qualité osseuse spécifiques d'un patient.

2) Vérifier, valider et caractériser les incertitudes associées au FEM ainsi qu'aux techniques de reconstruction 3D et d'assignation de la qualité osseuse, en suivant le cadre de la norme ASME V&V40:2018.

3) Mettre au point une méthode d'optimisation de la trajectoire des vis S2AI et analyser leur performance biomécanique en termes d'ancrage.

Ces objectifs seront abordés en détail dans les chapitres suivants sous forme de trois articles scientifiques. Tout d'abord, les objectifs 1) et 2) seront traités dans le CHAPITRE 4, où la méthode d'assignation de la qualité osseuse sera décrite en détail et le processus de validation sera présenté. Cette partie est un prérequis pour répondre à l'hypothèse et à l'objectif général, qui seront abordés dans le CHAPITRE 5. Dans ce chapitre, la méthode d'optimisation de la trajectoire des vis S2AI ainsi que les résultats de leur performance biomécanique seront présentés pour répondre à l'objectif 3). Une étude supplémentaire sera également présentée dans le CHAPITRE 6, proposant une méthode de personnalisation de l'os cortical à partir de la BMEX, ainsi qu'une estimation plus précise de la densité osseuse volumétrique de l'os trabéculaire. Enfin, les CHAPITRE 7 et CHAPITRE 8 concluront l'étude par une discussion générale et des recommandations.

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: A NOVEL METHOD FOR ASSIGNING BONE MATERIAL PROPERTIES TO A COMPREHENSIVE PATIENT-SPECIFIC PELVIC FINITE ELEMENT MODEL USING BIPLANAR MULTI-ENERGY RADIOGRAPHS

4.1 Présentation de l'article

Ce chapitre présente une méthode permettant d'extraire les propriétés osseuses à partir des BMEXs et de cartographier ces qualités osseuses à un FEM personnalisé, sous la forme d'un article scientifique. La méthode proposée a ensuite été vérifiée et validée en suivant le cadre de la norme ASME V&V40:2018. Cet article aborde les objectifs spécifiques 1) et 2) mentionnés dans le CHAPITRE 3. Le titre de l'article présenté ci-après s'intitule « A Novel Method for Assigning Bone Material Properties To a Comprehensive Patient-Specific Pelvic Finite Element Model Using Biplanar Multi-Energy Radiographs ». Il a été accepté par la revue « Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering » pour publication le 17 novembre 2023. Le premier auteur a contribué à environ 80 % de la préparation et de la rédaction de l'article.

Auteurs : Ningxin Qiao^{a,b}, Isabelle Villemure^{a,b}, Carl-Eric Aubin^{a,b}

Affiliations :

^aInstitute of Biomedical Engineering, Ecole Polytechnique Montreal, Montreal, Canada

^bSainte-Justine Research Center, Montreal, Canada

4.2 Abstract

The increasing prevalence of adult spinal deformity requires long spino-pelvic instrumentation, but pelvic fixation faces challenges due to distal forces and reduced bone quality. Bi-planar multi-energy X-rays (BMEX) were used to develop a patient-specific finite element model (FEM) for evaluating pelvic fixation. Calibration involved 10 patients, and an 81-year-old female test case was used for FEM customization and pullout simulation validation. Calibration yielded a root mean square error of 74.7 mg/cm³ for HU. The simulation accurately replicated the experimental pullout test with a force of 565N, highlighting the method's potential for optimizing biomechanical performance for pelvic fixation.

Keywords: Adult spinal deformity; bi-planar multi-energy X-rays; patient-specific finite element model, pelvic screw fixation; preoperative instrumentation planning

4.3 Introduction

ASD encompasses various pathologies that impact the spine, which generally occurs as people age, with an occurrence in 30% to 60% of the population (Adrian, Aftab, & Patrick, 2020). Patients with this condition experience poor health-related quality of life and often score low on related parameters (Diebo et al., 2019). Surgery is required for elderly patients with severe ASD, and a significant increase of 141% in long construct spine fusion was reported in the United States between 2004 and 2014 (Beschloss et al., 2021). 61% of patients with a long fusion down to L5 experienced L5-S1 disc degeneration and sagittal imbalance (Edwards et al., 2003). In such cases, decompression and extension of the arthrodesis with pelvis fixation is often required, typically with iliac screws (De la Garza Ramos et al., 2018) or sacro-iliac screws. The pelvic fixation can also correct pelvic obliquity, reduce tension on S1 pedicle screws, and provide rigid immobilization of the lumbosacral junction (Camisa et al., 2014; Mazur et al., 2015). Poor bone quality in the elderly increases the risk of screw fixation loosening and pseudarthrosis of a failed lumbosacral fusion (Tateen, Bogert, Koller, & Hempfing, 2018), which is already high due to excessive loading in this region. Iliac screw loosening was reported to range from 9% to 43% (Eastlack et al., 2022; Ilyas et al., 2015; Tsuchiya, Bridwell, Kuklo, Lenke, & Baldus, 2006). These issues may prove significant, given that osteoporosis is prevalent in a significant proportion of the ageing population, particularly among women, where around 30% of post-menopausal women are affected by this condition, the prevalence of which continues to increase with age (Reginster & Burlet, 2006).

Standard pullout tests have been experimentally conducted on cadaveric or foam specimens to evaluate the biomechanical performance of pelvic screw fixation. A recent study targeted osteoporosis-related complications, using 30 osteoporotic female iliac bones for the pullout test with pelvic screws (Oberkircher et al., 2021). The study reported wide variations in results, as well as among the tested specimens. Consequently, numerical tools such as FEM could provide an alternative to simulate these tests for biomechanical analysis. For a more accurate and personalized representation, FEM combined with medical imaging should be considered. While CT-scans are mostly used, Choisine et al. (2017) explored the possibility of using BMEX to estimate volumetric BMD. Using an iterative approach, they adjusted 18 BMEX-based FEMs by comparing them with

digitally reconstructed radiographies obtained from the average of 46 vertebrae that were scanned with qCT. The accuracy of the trabecular BMD distribution of the BMEX-based FEMs was then evaluated by comparing it with their corresponding qCT-based FEMs, showing an R^2 of 0.77 and a RMSE of 76 mg/cm^3 in volumetric BMD distribution.

Subsequently, Solorzano Barrera et al. (2023) have extended the concept of BMEX-customized FEM to the simulation of pedicle screw fixation. They segmented the vertebral model into 8 anatomical regions and assigned bone quality by averaging surface BMDs on BMEX. They demonstrated that vertebra models incorporating BMEX-derived mechanical properties exhibited a stiffer bone-screw interface, higher peak extraction force, and different stress distribution, compared to FEM with a homogeneous distribution of trabecular bone mechanical properties.

The objective of this study is to propose a method that integrates bone density information from BMEX into a patient-specific FEM in order to accurately predict the biomechanical performance of pelvic instrumentation.

4.4 Methods

4.4.1 BMEX calibration

Considering the planar nature of BMEXs, we first developed a model to assess the vBMD of the pelvis by calibrating BMEXs to CT-scans, enabling the subsequent assignment of vBMD to patient-specific 3D FEM. To obtain reliable BMEXs matching CT-scans, analytic BMEXs were generated using a simulator provided by an imaging equipment manufacturer, leveraging CT-scan data from 10 cases from the TCIA (Yorke, McDonald, Solis, & Guerrero, 2019). This sample size surpasses the minimum calibration requirement of 8 with an effect size of 1, $\alpha=0.05$, and $\beta=0.2$, as per the power analysis. Scans were acquired with a thickness of 3 mm and a spacing of 1 mm, and cases had a mean BMD of $0.17 \pm 0.02 \text{ g/cm}^3$.

For each case, the pelvic region was semi-automatically selected from the CT-scans using 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) to generate binary masks (Figure 4.1). The extent of the pelvis was defined manually on both the CT-scans and BMEXs to extract coordinates on the former and corresponding coordinates on the latter (Figure 4.1). The CT-scans were denoised using a Gaussian filter, while wavelet denoising was applied to the BMEXs (Figure 4.1). Next, voxels in the trabecular region on each CT-scan, located using the binary masks, were sampled within the range of 0 to 700

Hounsfield units (HU) (Inagaki et al., 2022). HU value of each voxel was then linked to the corresponding pixel value on the BMEXs that had the closest coordinates (Figure 4.1).

A regression analysis was performed on 80% of the sampled points, which involved pixel values on both BMEXs and their product as independent variables and the voxel values on the corresponding CT-scans as the dependent variable. Weighted least squares (WLS) regression was used to account for non-constant variance of the residuals. Finally, the calibration equation was validated against the remaining 20% of the sampled points.

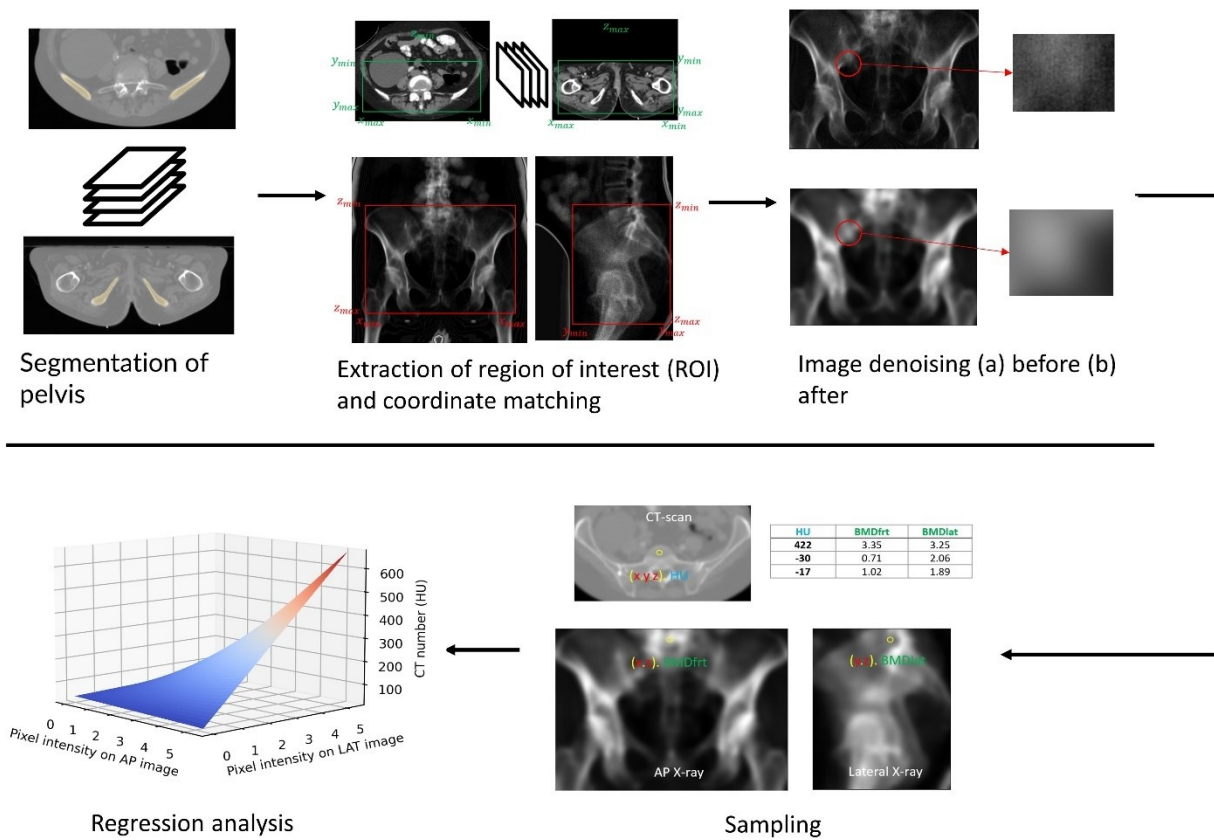


Figure 4.1 Workflow of calibration between CT-scans and BMEXs.

4.4.2 Geometric personalization of pelvis and meshing

To ensure consistent application of the calibration equation, a separate test case was selected using a similar methodology as described earlier. CT-scan from TCIA database of an 81-year-old female was utilized to generate the corresponding BMEXs through the simulator. The CT-scan

subsequently was used for validation purposes, but not to build the FEM. Subsequently, an in-house method (Dube-Cyr, Villemure, Arnoux, Rawlinson, & Aubin, 2021) for 3D reconstruction of the pelvis allowed to register 29 landmarks of the patient's pelvis on the patient's BMEXs (Figure 4.2) and to match them to their corresponding landmarks on the generic reference FEM (SM2S; (Fradet, Petit, Wagnac, Aubin, & Arnoux, 2013)), before morphing the SM2S model into the patient-specific 3D morphology based on the landmark correspondence using a free-form deformation technique (dual kriging technique; (Lalonde et al., 2013)).

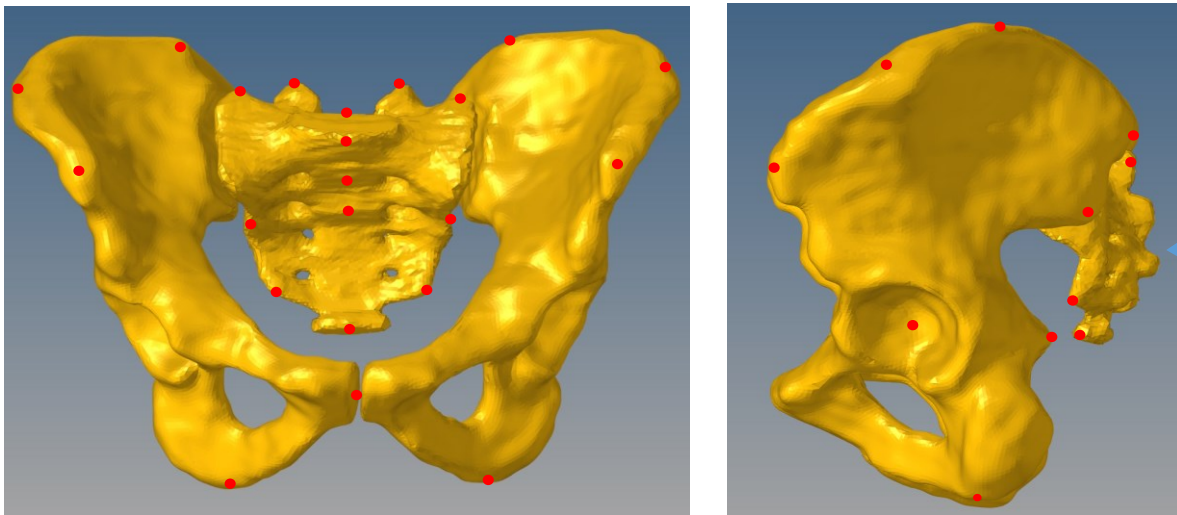


Figure 4.2 Control points (red dots) used for dual kriging applied to SM2S.

In this study, it was chosen to model a single-sided screw, specifically on the right ilium. The parametrized and morphed right pelvis was imported into Solidworks 2021 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Subsequently, a 7.5×55 mm pelvic screw (Medtronic Solera, USA) was inserted from PSIS and directed towards AIIS within the morphed pelvis, and the bone occupied by the screw has been subtracted (Figure 4.3) (Oberkircher et al., 2021).

Finally, the pelvis and screw were meshed with 4-node tetrahedrons using HyperMesh 2020 (Altair Engineering, Troy, Michigan, USA). The characteristic mesh size of the screw was 0.4 mm, so as the surrounding bone, while the mesh size in other areas was set to 1 mm in order to decrease computing time (Fradet et al., 2020). An aspect ratio criterion of less than 9 was established to ensure that all elements satisfied the required standards for accuracy and stability in the FEM.

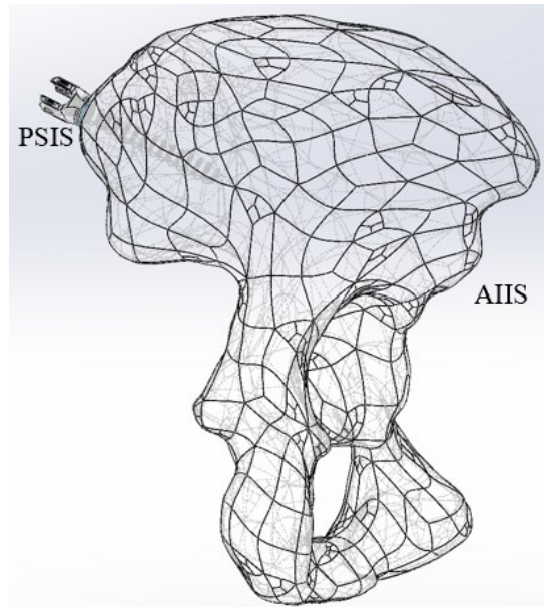


Figure 4.3 Illustration of pelvic screw trajectory in the right ilium.

4.4.3 Bone material assignment

The coordinates of the right ilium extremities on the FEM were extracted, and the coordinate grid on the BMEXs was adjusted accordingly (Figure 4.4). The k-dimensional tree (KD-tree) algorithm (Ram & Sinha, 2019) was employed to identify the nearest 3×3 pixels on the BMEXs for each finite element in the trabecular region (Figure 4.4). A weighted average of these 9 pixels was then calculated by applying a Gaussian kernel before being assigned to the finite element. Two pixel values were obtained for each element, one from the PA image and one from the lateral image. The HU value was assigned to each pixel value using the calibration equation developed in the previous step.

A ROI was defined in the bone surrounding the screw to evaluate pelvic fixation without expanding the non-homogeneous region throughout the entire pelvis, which would complexify partitioning and slow down the assignment algorithm. This ROI was established following a sensitivity study of the screw's range of influence presented in the next section, and corresponds to the trabecular bone elements located within a radial distance of 14 mm from the screw. HU values of the elements within this ROI were regrouped into subgroups based on their similarities using the K-means clustering algorithm (Figure 4.4). The remaining trabecular bone elements outside of the ROI in the pelvis were assigned in another part and their average HU value was assigned to each of them.

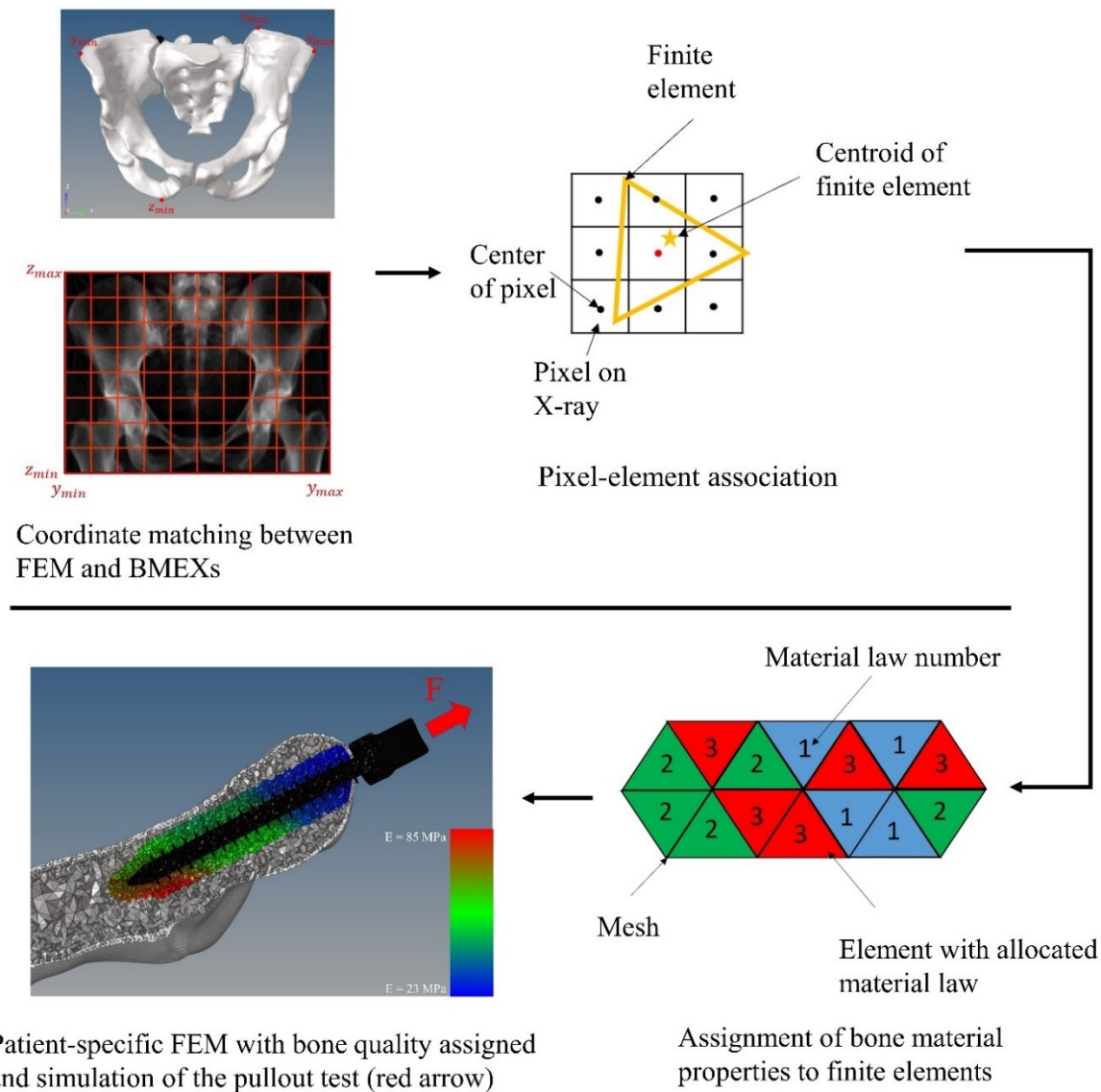


Figure 4.4 Workflow of bone material assignment.

Ultimately, the mechanical properties for each group were established and allocated based on experimental relationships (Table 4.1 and Table 4.2). These properties enabled the definition of a Johnson-Cook elastoplastic material law to simulate the bone behavior in its normal state up to its failure. The material law parameters were calibrated for quasi-static conditions. Regarding cortical bone, the density was reduced by 35% compared to the normal density, taking into account the patient's age (Riggs et al., 1981). The normal density, estimated to be 2 g/cm^3 , served as the reference (Garro et al., 2011). The corresponding adjustments in other material properties were

calculated using the equations 2 to 8 provided in Table 4.2. The Poisson's ratio was set at 0.3 as per reference (Garo et al., 2011). An illustration depicting the result of the material assignment is shown in the image located at the bottom left-hand corner of Figure 4.4.

Table 4.1 Nomenclature for equations symbols in Table 4.2.

Property	Abbreviation	Unit
Hounsfield value	HU	HU
Radiological density	ρ_{QCT}	g/cm^3
Ash density	ρ_{ash}	g/cm^3
Young's modulus	E	GPa
Volume fraction	VF	—
Yield strain	ϵ_y	%
Ultimate strain	ϵ_{ult}	%
Yield stress	σ_y	MPa
Ultimate strength	σ_{ult}	MPa
Hardening modulus	H	MPa

Table 4.2 Experimental equations to define Johnson-Cook elastoplastic material law.

#	Formulas	Ref.	Validity range
1	$\rho_{\text{QCT}} = 0.79\text{HU} \times 10^{-3}$	(Ruess, Tal, Trabelsi, Yosibash, & Rank, 2012)	
2	$\rho_{\text{ash}} = (1.22 \pm 0.02)\rho_{\text{QCT}} + (0.0526 \pm 0.0007)$	(Les, Keyak, Stover, Taylor, & Kaneps, 1994)	0 – 0.2 g/cm ³
3	$E = 10.5\rho_{\text{ash}}^{(2.57 \pm 0.02)}$	(Keller, 1994)	0.03 – 1.22 g/cm ³
4	$\sigma_{\text{ult}} = 117\rho_{\text{ash}}^{(1.93 \pm 0.02)}$	(Keller, 1994)	0.03 – 1.22 g/cm ³
5	$\sigma_y = 0.83\sigma_{\text{ult}}$	(Garo et al., 2011)	
6	$\epsilon_y = \sigma_y/E$	(Garo et al., 2011)	
7	$\epsilon_{\text{ult}} = \epsilon_y/0.6$	(Garo et al., 2011)	
8	$H = (\sigma_{\text{ult}} - \sigma_y)/(\epsilon_{\text{ult}} - \epsilon_y)$		
9	$\nu = 0.2$	(Dalstra, Huiskes, Odgaard, & van Erning, 1993)	

4.4.4 Boundary conditions

The screw was considered a rigid body, as its Young's modulus is far higher than those of the cortical and cancellous bones (Fradet et al., 2020). The mechanical contact between bone and screw was the "stick-slide" type with a Coulomb friction coefficient of 0.2 (Bianco et al., 2017; Dube-Cyr et al., 2021; Fradet et al., 2020). The outer nodes of the ilium were fully fixed to replicate the experimental conditions of a pelvic screw pullout test (Oberkircher et al., 2021). To prevent any off-axis displacement, a constraining slide link condition was applied to the entire screw, leaving only the screw axis translation free. A constant displacement rate of 0.002 mm/min ascertained via a sensitivity analysis presented in the subsequent section was implemented to the screw head in the principal axis direction until total failure, characterized by a sudden decline in the force-displacement curve, which is used to determine the PF and the IS. The PF was reported as the

maximum pullout force recorded in the force-displacement curve, and the IS was calculated for the most linear initial part of the slope of force-displacement curve.

4.4.5 Model verification and validation

The preceding methods and FEM were validated following the ASME V&V-40 2018 standard, to assess the credibility of this computer modeling of medical devices in a risk-based framework (Lopez Poncelas, La Barbera, Rawlinson, Crandall, & Aubin, 2021).

4.4.5.1 Context of use

The context of use was here defined as the numerical assessment of pelvic screw fixation performance and likelihood of loosening. The level of model risk was determined to be high-low based on the levels of influence and consequence in the decision-making process. The influence was considered high because biomechanical studies rely solely on the model's results. However, the consequence was low as the eventual final clinical decision will be based on a balance between biomechanical information and clinicians' knowledge and experience.

4.4.5.2 Verification

Critical clinical parameters were measured as shown in Figure 4.5 on both the patient's BMEXs and patient-specific FEM to ensure a close match (Du et al., 2021; Imai et al., 2020). We also confirmed the width of the iliac crest at the screw entry point, by comparing it with the patient's original CT-scans.

Convergence studies were performed with a particular focus on bone material assignment. To determine the number of clusters required to group HU values, we calculated the within-cluster sum of squares for each number of clusters. We set a threshold of 2% variation of within-cluster sum of squares between two consecutive numbers of clusters, and the number of clusters just before reaching the threshold was considered as the optimal number of clusters for bone material assignment.

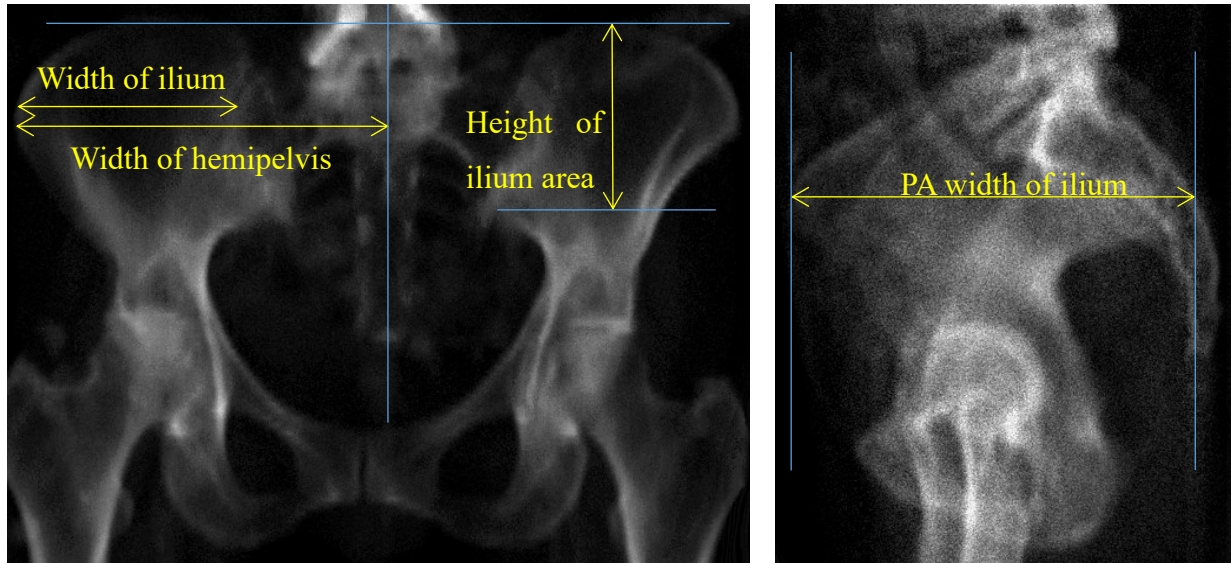


Figure 4.5 Clinical iliac measurement parameters.

The size of the ROI of the bone around the screw was evaluated using simulations of pull-out tests with diameters ranging from 8 mm to 16 mm in increments of 2 mm. To simulate pull-out under quasi-static conditions, different pull-out speeds were tested, starting from 0.01 mm/ms and progressively decreasing in increments of 0.002 mm/ms until the kinetic energy remained negligible, i.e. less than 1% of the total energy throughout the pull-out simulation.

4.4.5.3 Validation

Pullout simulations were conducted to replicate the experimental tests described in Oberkircher et al. (2021) using BMEXs from a patient with characteristics that were similar to those shown in Table 4.3. To confirm this, we compared the patient's HU value at the body of the ilium with that of another study with the same age range and significant osteoporosis, where the HU value was measured at the same anatomical site (Inagaki et al., 2022), since we did not have the T-score for this specific patient used in the validation. Our patient's age and HU value were not significantly different from the mean HU values reported in the literature, indicating that our patient met the necessary criteria for the specimens used in the experimental tests. To determine statistical significance, we conducted a one-sample t-test with a significance level of $\alpha = 0.05$ to compare our simulation results with the two groups without cement augmentation in Oberkircher et al. (2021)'s study.

Table 4.3 Specifications of specimens used as a basis for comparison.

	Pullout experiment (Oberkircher et al., 2021)	Study on bone density in pelvis (Inagaki et al., 2022)	Patient in our study
Population	30	29	1
Gender	F	F	F
Age	81 ± 9 ($p = 1$)*	78 ± 6 ($p = 0.148$)*	81
T score	-4.45 ± 1.73	-	-
HU	-	92 ± 31 ($p = 0.072$)*	112

* with respect to patient in our study.

The uncertainties related to the calibration and to the experimental equations for material properties listed in Table 4.2 were incorporated into the computations of the Johnson-Cook material law. We used the maximum value of each material property to define the model that represents the stiffest case and the minimum value to define the most compliant case. By keeping all other conditions constant, the upper and lower bounds of the force-displacement curve were identified.

4.4.5.4 Sensitivity study

Comprehensive sensitivity analyses were previously realized on the FEM mesh and mechanical contacts (Bianco et al., 2017; Labe, 2008), and subsequently done to compare the patient-specific non-homogeneous model with a uniform homogeneous model and a homogeneous model consisting of two regions: the ROI with the average bone density of its elements and the rest of the ilium with the average bone density of the region excluding the ROI. Additionally, we tested a different screw trajectory from posterior inferior iliac spine (PIIS) to ASIS.

4.5 Results

4.5.1 BMEX calibration equation

The calibration equation was determined as follows:

$$HU = 38.38 - 2.69p_{PA} + 4.35p_{LAT} + 22.04p_{PAPLAT} \quad (3.1)$$

where HU represents the estimated Hounsfield Units value, p_{AP} denotes the pixel value on the PA BMEX, and p_{LAT} represents the pixel value on the lateral BMEX. The details of the equation are

provided in Table 4.4. In addition, the equation calibrated using a single PA and lateral BMEX generated the results in Table 4.5 and Table 4.6.

Table 4.4 WLS regression results using both BMEXs.

	Coefficient	Standard error	t-value	p-value	Lower confidence limit*	Upper confidence limit*
Constant	38.3807	0.303	126.551	0.000	37.786	38.975
p_{PA}	-2.6919	0.181	-14.899	0.000	-3.046	-2.338
p_{LAT}	4.3526	0.114	38.159	0.000	4.129	4.576
$p_{PA}p_{LAT}$	22.0407	0.063	349.081	0.000	21.917	22.164
Number of sampled voxels:			2101584	R^2 :		
Root mean square error (RMSE):			108.54	Adjusted R^2 :		
F-statistic:			4.025×10^5	Predicted R^2 :		
				0.418		
				0.418		
				0.417		

*confidence limits of the 95% confidence interval for each coefficient.

Table 4.5 WLS regression results using a single PA BMEX.

	Coefficient	Standard error	t-value	p-value	Lower confidence limit*	Upper confidence limit*
Constant	34.5525	0.155	222.431	0.000	34.248	34.857
p_{PA}	69.0502	0.092	751.793	0.000	68.870	69.230
Number of sampled voxels:			2101584	R^2 :		
Root mean square error (RMSE):			94.61	Adjusted R^2 :		
F-statistic:			5.652×10^5	Predicted R^2 :		
				0.252		
				0.252		
				0.234		

*confidence limits of the 95% confidence interval for each coefficient.

Table 4.6 WLS regression results using a single lateral BMEX.

	Coefficient	Standard error	t-value	p-value	Lower confidence limit*	Upper confidence limit*	
Constant	14.0514	0.165	85.256	0.000	13.728	14.374	
p_{LAT}	50.7030	0.063	808.229	0.000	50.580	50.826	
Number of sampled voxels:			2101584	R^2 :			0.280
Root mean square error (RMSE):			109.59	Adjusted R^2 :			0.280
F-statistic:			6.632×10^5	Predicted R^2 :			0.222

*confidence limits of the 95% confidence interval for each coefficient.

4.5.2 Verification of geometric personalization

The comparison of pelvis measurements between the patient-specific FEM and reference medical images is summarized in Table 4.7. The reconstruction error was within 3 mm.

Table 4.7 Comparison of pelvis measurements between the patient-specific FEM and reference medical images (in mm).

	Imaging modality	Reference	FEM	Difference
Width of ilium	PA BMEX	85.1	87.0	1.9
Width of hemipelvis	PA BMEX	150.5	149.8	0.2
Height of ilium area	PA BMEX	79.9	81.5	1.6
PA width of ilium	Lateral BMEX	164.3	161.8	2.5
Entrance to iliac crest	CT-scans	25.0	26.4	1.4

*confidence limits of the 95% confidence interval for each coefficient.

4.5.3 Convergence study

Figure 4.6 illustrates the convergence of IS and PF as the ROI diameter increases, while the percentage changes between two adjacent tested diameters are presented in Table 4.8. Additionally, Figure 4.7 depicts that unlike the total energy, the kinetic energy fluctuates around zero throughout the pullout test.

Table 4.8 Change in PF and IS as a function of ROI diameter.

ROI diameter (mm)	PF (N)	Difference in PF (%)	IS (N/mm)	Difference in IS (%)
8	725	-	11849	-
10	594	18.1	9108	23.1
12	579	2.5	7943	12.8
14	565	2.4	7368	7.2
16	562	0.5	6958	5.6

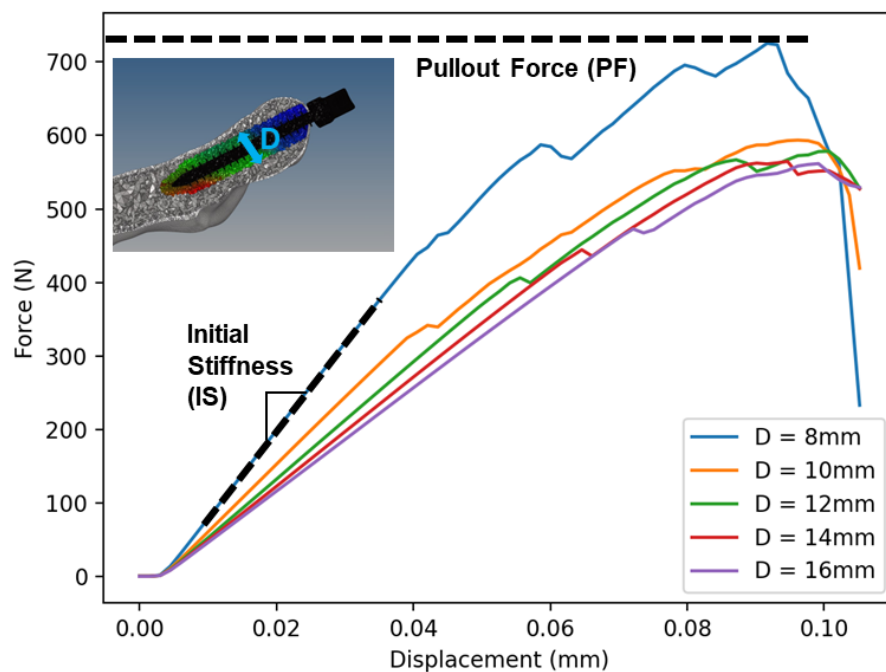


Figure 4.6 Force-displacement curves as a function of ROI diameter (illustrated with blue arrows in the top left picture).

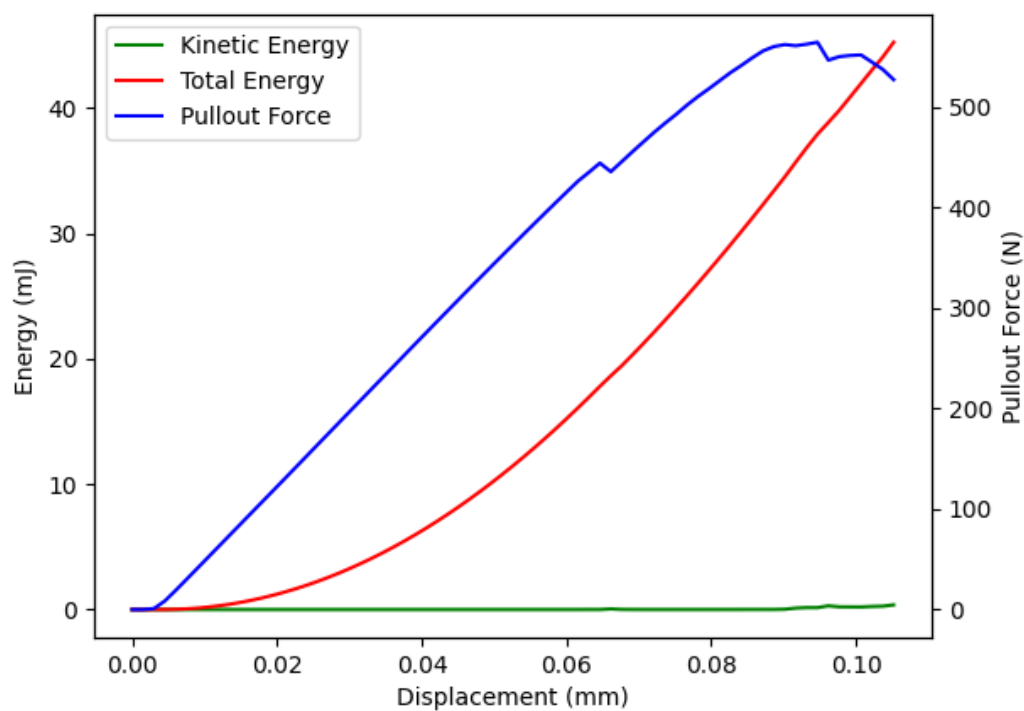


Figure 4.7 Convergence of kinetic energy at a displacement rate of 0.002 mm/ms.

4.5.4 Verification of geometric personalization

Table 4.9 provides a summary of the range of validity of the simulations compared with the two experimental groups in the literature (Oberkircher et al., 2021), including their corresponding standard deviations and range of validity. The comparison of our simulation results to experimental group 1 resulted in p-values ranging from 0.38 to 0.42. Similarly, when comparing the simulation results to experimental group 2, the p-values ranged from 0.11 to 0.83. Figure 4.8 provides a graphical representation of the significance levels observed in these comparisons.

Table 4.9 Validation results.

	PF (+/- STS) [upper and lower bounds] (N)	P (with respect to the simulations)
Experimental group 1	592.6 ($\pm$ 335.1)	0.38 to 0.42
Experimental group 2	716.2 ($\pm$ 385.9)	0.11 to 0.83
Simulation	565	-

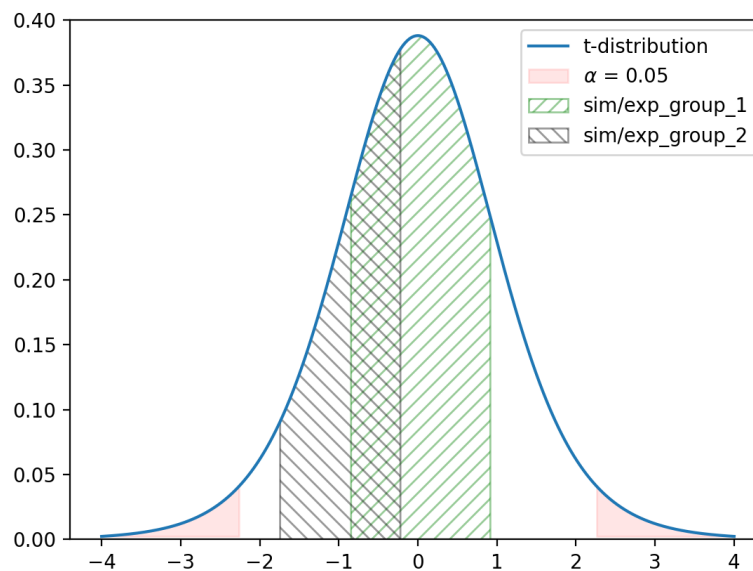


Figure 4.8 One-sample t-test between experiments and simulation.

4.5.5 Sensitivity study

The PF and IS were 794 N and 10964 N/mm, respectively, for the model that is homogeneous across the whole ilium. For the homogeneous model consisting of two regions, the PF and IS were found to be 561 N and 7556 N/mm, respectively. The PF and IS were 939 N and 15271 N/mm, respectively, for the different tested trajectories (PIIS – ASIS). Figure 4.9 presents the stress distribution between the non-homogeneous model and the homogeneous model consisting of two regions.

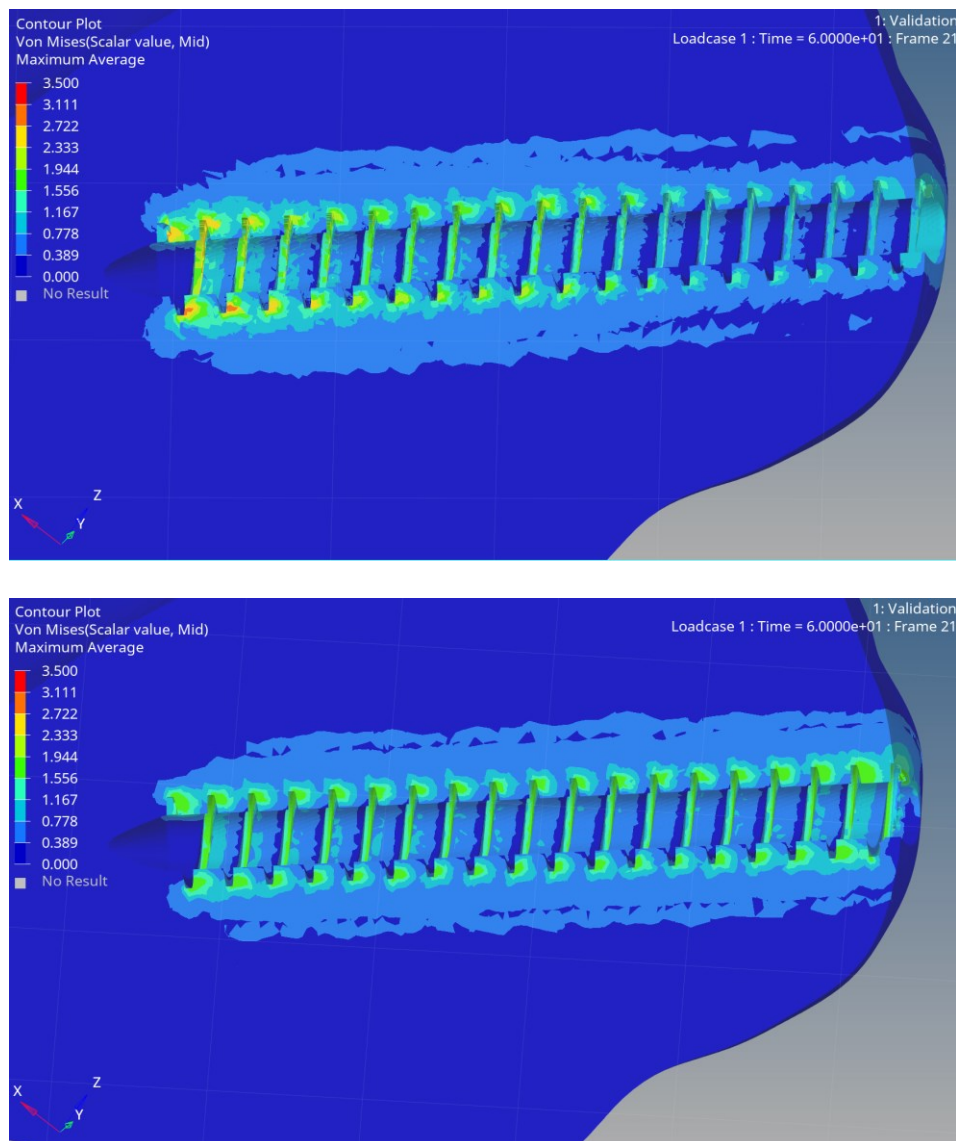


Figure 4.9 Stress distribution with a non-homogeneous model (top) and a homogeneous model consisting of two regions (bottom)

4.6 Discussion

In this study, we proposed a bone material assignment method that maps the bone material density from BMEXs to a customized FEM, validated following the ASME V&V-40 2018 standard. To the best of our knowledge, this study is the first to directly correlate CT-scan voxel values with BMEX pixel values through regression analysis, which can provide a more direct and objective mapping. The analysis showed that the model explained a significant amount of variance in the outcome variables (Table 4.4). The pixel values on both the PA and lateral BMEXs were statistically significant predictors of the estimated HU value. Given the large number of samples, the coefficient of each predictor variable was relatively accurate, as the confidence interval was small. Moreover, the trained and predicted R^2 had the same value, indicating that there was neither overfitting nor underfitting, making the calibration equation robust and consistently able to predict the output HU value. We also conducted the calibration process using either a single PA or lateral image for comparison. Our findings demonstrated a notable enhancement in the predictive capability of the model when utilizing two BMEXs, resulting in a substantial increase of 66% and 49% in R^2 compared to the model relying solely on PA and lateral BMEX, respectively. To assess the performance of the calibration performance, our results were compared with the ones of Choisine et al.'s iterative approach. For a pixel-level comparison, the RMSE was 74.7 mg/cm^3 between the actual HU values obtained from the CT-scans and the predicted HU values derived from the calibration equation using pixel values on BMEXs, which falls within the reported range (Choisne et al., 2017). However, single BMEX results differ from those reported in Choisine et al.'s study, where the use of lateral BMEX alone yielded superior prediction outcomes. In fact, the inner body of the vertebrae appears quite homogeneous on the lateral BMEX, which explains why it resulted in a better prediction. However, the pelvis is a highly complex structure and our findings demonstrate the importance of including both radiographic views for improved prediction.

The patient-specific FEM was successfully validated according to the ASME V&V:40 guidelines. The results are consistent with reported non-cement augmented screw pullout experimental tests (Oberkircher et al., 2021) (Table 4.9). No significant difference was found between the simulation and the experiments (Figure 4.8), even when accounting for the confidence interval encompassed by our simulation. Our model predicted a narrower range of possible PF values compared to the experimental groups, suggesting an adequate representation of the bone-screw the mechanical behavior. Bone elements close to the screw contribute more to its anchoring performance than

those further away, as shown by the rapid convergence of screw pull-out behavior as ROI diameter increased (Table 4.8). In pull-out simulations, PF represents the maximum force required to extract the implant from the bone, giving a measure of the overall strength of the bone-screw construct. PF converged faster than IS. PF is influenced by global factors such as implant size and shape, as well as bone stability and quality. In contrast, the IS reflects local material properties and the deformation behavior of the bone-screw interface and is more sensitive to factors such as implant surface roughness, bone density and bone-screw interface characteristics. As a result, the IS is subject to more complex influences, making it more sensitive to variations and converging more slowly in the simulation.

The patient-specific model provided a more realistic representation of the bone-screw construct compared to a reference homogeneous model, with less disparity in predicted PF and IS values. This finding concurs with a related pedicle screw pullout simulation study (Solorzano Barrera et al., 2023). The homogeneous model consisting of two regions can achieve a fairly accurate prediction of the global behavior of the bone-screw construct, but it may lead to an inaccurate estimation of the strength of the bone-screw construct and predict failure where it should not have occurred. An accurate stress analysis is necessary to determine the location of local bone failure and obtain an accurate estimation of the strength of the bone-screw construct, especially when simulating physiological loadings in real-life scenarios.

This study has a few limitations that should be considered. The noisy nature of the simulated BMEXs may have had a negative impact on image quality and regression analysis, resulting in a moderate correlation between BMEX and CT-scans. The technique was not used to personalize cortical bone properties, which were instead estimated from patient specifications; however, this did not overly affect screw performance analyses given that the iliac screws tested had limited cortical purchase. The validity of the approach was ensured by a thorough validation process, despite the low number of samples for the pull-out test. In addition, the complete validation process followed according to the ASME V&V:40 framework, including characterization of uncertainties, improves the model's confidence and reliability in the context of performance analysis of spino-pelvic instrument fixation screws. In addition, the complete and original validation process followed according to the ASME V&V:40 framework, including the characterization of uncertainties, improves the model's confidence and reliability in the context of individualized

performance analysis of fixation screws for spinal-pelvic instrumentation, with the potential for use in preoperative planning likely to improve clinical outcomes.

4.7 Conclusion

This study confirms the feasibility to build a comprehensive patient-specific FEM for pelvis screw fixation assessment using an original approach incorporating bone material properties derived from BMEX technology. The BMEX calibration was found to be robust, and the prediction of pullout results was accurate in relation to experimental findings. Future work could involve comparing the performance of this calibration with other approaches, such as AI-based methods. Additionally, the FEM derived from this study can be used to optimize pelvic implant trajectories, thereby enhancing biomechanical performance. These developments are an important step towards a future preoperative planning tool for ASD to comprehensively assess the biomechanical performance of spinopelvic fixation.

4.8 Acknowledgment

The authors would like to thank Christian Bellefleur, Sophie Labat and Sajjad Talzali for their continuous support.

4.9 Disclosure statement

The authors disclose academic R&D support from Medtronic (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) industrial research chair program with Medtronic of Canada) and the NSERC-CREATE program.

CHAPITRE 5 ARTICLE 2: OPTIMIZATION OF S2-ALAR-ILIAC SCREW (S2AI) FIXATION IN ADULT SPINE DEFORMITY USING A COMPREHENSIVE GENETIC ALGORITHM AND FINITE ELEMENT MODEL PERSONALIZED TO PATIENT GEOMETRY AND BONE MECHANICAL PROPERTIES

5.1 Présentation de l'article

Ce chapitre présente une méthode permettant d'optimiser la trajectoire des vis S2AI grâce au FEM personnalisé développé dans le chapitre précédent sous la forme d'un article scientifique. Cet article aborde l'objectif spécifique 3) mentionné dans le CHAPITRE 3. Le titre de l'article présenté ci-après s'intitule « Optimization of S2-Alar-Iliac Screw (S2AI) Fixation in Adult Spine Deformity Using a Comprehensive Genetic Algorithm and Finite Element Model Personalized to Patient Geometry and Bone Mechanical Properties ». Il a été soumis à la revue « Spine Deformity » pour publication le 15 novembre 2023. Le premier auteur a contribué à environ 80 % de la préparation et de la rédaction de l'article.

Auteurs : Ningxin Qiao^{a,b}, Isabelle Villemure^{a,b}, Zhi Wang^c, Yvan Petit^d, Carl-Eric Aubin^{a,b}

Affiliations :

^aInstitute of Biomedical Engineering, Ecole Polytechnique Montréal, Montreal, Canada

^bSainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Canada

^cCentre Hospitalier de l'Université de Montréal, Montreal, Canada

^dDepartment of Mechanical Engineering, Ecole de Technologie Supérieure, Montreal, Canada

5.2 Structured abstract

5.2.1 Purpose

To optimize the biomechanical performance of S2AI screw fixation using a GA and patient specific FEM integrating bone mechanical properties.

5.2.2 Methods

Patient-specific pelvic FEM were created from BMEXs of two patients (normal and osteoporotic), considering geometry and bone mechanical properties. The GA optimized screw entry point, size, and orientation within the pelvis based on bone mass quality (BM method), while a separate comparative optimization method maximized the screw corridor radius (GEO method). Biomechanical performance of the optimized screw placement was assessed through pullout and toggle simulations, comparing both methods.

5.2.3 Results

The optimal screw trajectory was more lateral and caudal with the BM method, with insertion angles ranging from 49° to 66° in the sagittal plane and 29° to 35° in the transverse plane, as compared to the GEO method where the ranges were between 44° and 54°, and 24° and 30° respectively. The PF ranged between 5 kN to 18.4 kN using the BM method and were 2.4 times higher than the GEO method (2.1 kN to 7.7 kN). The simulated toggle loading generated failure forces ranging from 0.8 kN to 10.1 kN using the BM method, superior to the GEO method (between 0.9 kN and 2.9 kN). The bone mass surrounding the screw representing the fitness score and PF of the osteoporotic case were correlated ($R^2 > 0.8$).

5.2.4 Conclusion

Our study proposed a patient-specific FEM to optimize the S2AI screw size and trajectory using a robust BM approach with GA. This approach considers surgical constraints and consistently improves fixation performance.

Key words: S2AI screw fixation; Genetic algorithm; Patient-specific finite element analysis; Biomechanical performance

5.3 Introduction

ASD impacts 30% to 60% of older individuals with previously normal spinal curvature (Adrian et al., 2020), and its prevalence is increasing with the aging population. ASD patients often experience diminished health-related quality of life and perform poorly on related parameters (Diebo et al., 2019). Instrumentation surgery, particularly with long instrumentation to the pelvis, is commonly employed to improve quality of life measures and prevent loosening and pseudarthrosis (Moshirfar

et al., 2005; Yang et al., 2023). S2AI offer effective spinal-pelvic fixation with lower revision rates and reduced invasiveness compared to iliac screws (Nanda, Manghwani, & Kluger, 2020). However, there is a significant risk of screw loosening and inadequate healing, especially in patients aged 70 years or older, with reported incidence ranging from 50% to 66% (Iijima et al., 2020; Nakashima et al., 2020). Low bone mineral density particularly in severe osteoporosis cases among the elderly is a common cause of failed fusion (Krishnan et al., 2020; Tateen et al., 2018). Age-related heterogeneity in pelvic bone density can further contribute to fractures, instrumentation failure, and overall pelvic strength and stability issues (Inagaki et al., 2022).

To reduce the risk of screw loosening, proper anchoring is essential (Nakashima et al., 2020). Recent anatomical studies by Liu et al. (Liu et al., 2020) and Wu et al. (Wu et al., 2016) focused on optimizing the diameter and feasible insertion region for S2AI screws. Liu et al. found an average maximum corridor radius of 6 mm in a study involving 40 individuals, while Wu et al. identified a wide range of feasible S2AI screw trajectories in the coronal and sagittal planes. Jeong et al. (Jeong et al., 2019) fine-tuned the entry point for an 8.5×115 mm screw and recommended a medially offset entry point to ensure sufficient anchorage through the SIJ. However, a significant limitation of these studies was the absence of biomechanical evaluation of screw fixation efficacy.

FEA has been employed in recent studies to biomechanically analyze and optimize implants in various anatomical locations. A combination of design of experiments and FEA has been used in numerous studies to enhance implant fixation strength (Bianco et al., 2019; Bianco et al., 2017; Dominic, Markus, Boyko, Stefaan, & Peter, 2020; Fradet et al., 2020). However, the deterministic nature of this approach can lead to local optima and unnecessary complexity. To address these limitations, Caprara et al. (Caprara et al., 2022) utilized a GA with FEA to optimize the biomechanical performance of pedicle screws, resulting in a 26% increase in simulated pullout strength. However, the FEM was constructed from CT-scans, which may pose challenges for clinical implementation. In clinical practice, standing bi-planar X-rays are the standard for medical exams, particularly in the context of scoliosis (Graham, Sugrue, & Koski, 2016).

This study aims to optimize the biomechanical performance of S2AI screws using a GA optimization based on bone quality and FEA, with the potential to be applied in clinical practice.

5.4 Methods

5.4.1 Model setup

The patient-specific FEM setup described in previous works (Fradet et al., 2020; Qiao, Villemure, & Aubin, 2023) can be summarized as follows. CT-scans of an osteoporotic 81-year-old female and a normal 35-year-old female from TCIA database (Yorke et al., 2019) were used for simulation studies. Their CT-scans were used to generate synthetic BMEXs using a simulator provided by the manufacturer of the BMEX equipment in order to simulate routine clinical images. These BMEXs were marked with landmarks and used to identify their corresponding landmarks on the generic pelvic FEM with the purpose of obtaining the patient-specific 3D morphology. The pixel values on the BMEXs were used to estimate the vBMDs of the trabecular bone, which were grouped based on value similarity and assigned to the patient-specific 3D morphology based on coordinate correspondence. Cortical bone densities were estimated based on age, with a 35% reduction for cases of osteoporosis and a 10% reduction for normal cases (Riggs et al., 1981). The patient-specific FEM included a layer of cortical bone surrounding the trabecular bone, with iliac thicknesses ranging from 0.3-5mm and a sacral thickness of 1mm (Dube-Cyr et al., 2021). Both the cortical and trabecular bones were represented using 3D 4-node tetrahedron elements with a characteristic length of 2 mm.

5.4.2 GA workflow

First, the variables to be optimized were defined as the screw insertion point, the trajectory angles, and the screw size (Figure 5.1). The screw insertion region corresponds to the blue area on the left subfigure of Figure 5.1, determined as a quadrilateral delimited by the line connecting the centers of the first and second foramina, 0.5 cm away from the first and second foramina, and 0.3 cm from the SIJ cartilage. This surface region was remeshed using 3-node triangular elements with a characteristic length of 1 mm, and each node was considered as a possible insertion point. Feasible trajectory angles as shown by SA and TA in Figure 5.1 were determined at 1° increments to cover all possible angles. Standard screws with diameters of 7.5, 8.5, or 9.5 mm and lengths of 80 or 100 mm were used. Each solution was defined as a set of numerical values for each variable. Screw trajectory angles and length were used as spherical coordinates with the entry point as origin to determine the endpoint and cylinder dimensions. Constraints were set to eliminate impractical solutions for screw insertion in the pelvis. These constraints included avoiding the critical external

cortex of the iliac bone and ensuring that the screw passes through the SIJ cartilage. We used a ray-cylinder intersection test to check each solution's constraint, retaining those with SIJ cartilage surface elements in the cylinder but without external cortex elements. Solutions failing to meet these criteria were excluded.

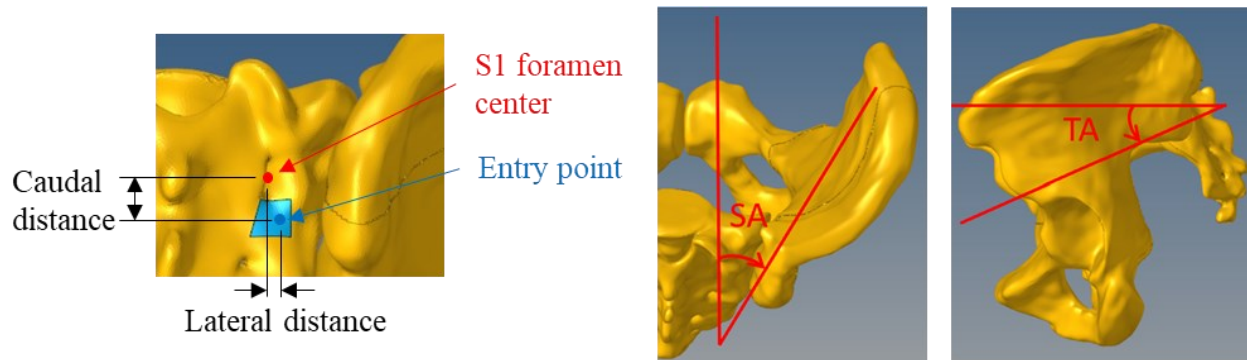


Figure 5.1 Schematic representation of entry region (blue region) (left), trajectory angle with respect to the sagittal plane (SA) (middle), and trajectory angle with respect to transverse plane (TA) (right) for the right S2AI screw.

A fitness score was assigned to each solution, indicating its ability to meet the desired criteria (Figure 5.2). The score was calculated as the estimated bone mass around the screw using patient-specific FEM. This was based on elements within the walls of a hollow cylinder with a wall thickness equal to half of the major-minor diameter difference (Figure 5.2a), as it was assumed that bone quality correlated with screw performance with the bone elements in the thread path undergoing the loads (Joffre, Isaksson, Procter, & Persson, 2017). Another fitness function which sums the bone mass within the cylinder enclosing the entire screw was evaluated but not used in the GA to examine the potential impact of the fitness function definition on the results (Figure 5.2b).

Ninety initial solutions were randomly generated and immediately checked for feasibility. We applied fitness-proportional selection to choose parent solutions from the current generation based on their fitness values. Using a crossover operator with a 0.7 probability, we created two new offspring solutions by exchanging variables. To introduce diversity, we used a mutation operator with a 0.2 probability, which randomly modified one or more variables in an offspring. We repeated this selection, crossover, and mutation process until the next generation had the same number of solutions, with old solutions being replaced by new ones. We kept the five best solutions from the previous generation to avoid losing relevant solutions in case the algorithm failed to generate better

offspring due to its stochastic nature. Finally, the program terminated after a fixed number of 35 generations.

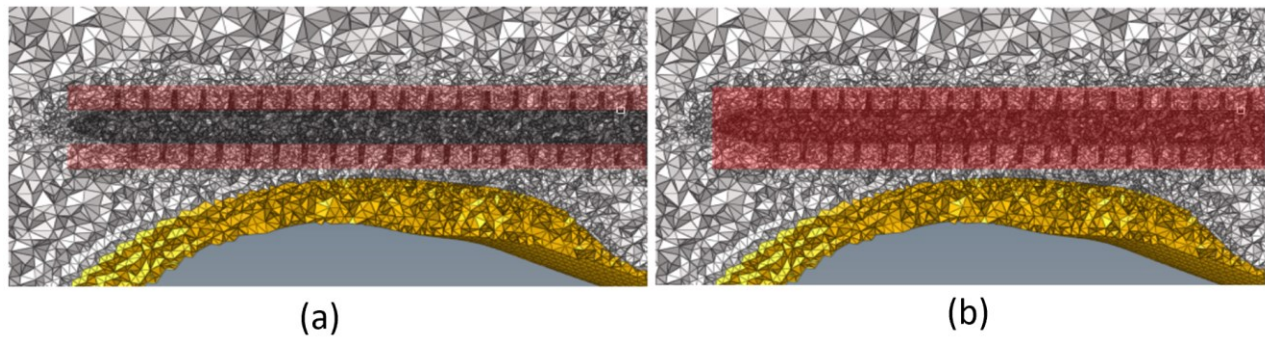


Figure 5.2 Cross-section of (a) a hollow cylinder and (b) a full cylinder that were used to sum the properties in the red region to evaluate the fitness score. The trabecular bone is represented in white and the cortical bone in yellow.

To compare our method, referred to as BM in the subsequent section, with the approach of Liu et al. (Liu et al., 2020), referred to as GEO, we replicated their conditions. We established the entry point at the intersection of the median line between the upper and lower dorsal foramina and the lateral sacral crest line. Using a GA algorithm with the same parameters, workflow, and constraints as previously described, we derived the corresponding trajectory based on their criteria. We included three input variables: trajectory angles with respect to sagittal and transverse planes, as defined earlier, and the radius ranging from 0 to 15 mm in increments of 0.01mm. The fitness value was set to the radius of the solution, enabling to determine the maximum inscribed cylinder centered at the typical entry point that permits the passage of the S2AI screw.

5.4.3 Finite element modeling and static load simulations on S2AI screws

The surface reconstruction of the patient-specific FEM was imported into Solidworks 2021 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Next, the entry point and axis of the trajectory for each screw alignment as previously determined was defined. Bone elements along the screw were subtracted and the bone-screw elements were remeshed with 4-node tetrahedrons using HyperMesh 2020. The mesh surrounding the screw was fine-tuned to match the implant element size of 0.4 mm, while other areas were set to 1 mm to decrease computational time (Fradet et al., 2020).

The bone material properties were then reassigned as described in our earlier work (Qiao et al., 2023), as detailed in the 5.4.1 section. The ligament modeling was based on anatomical descriptions and utilized a viscoelastic generalized Kelvin-Voigt material law developed through an in-house experimental study (Dube-Cyr et al., 2020). The interosseous ligament was meshed using 3D 4-node tetrahedrons, while the anterior and posterior ligaments were meshed using 2D 3-node triangular shell elements. A summary of the material properties of the soft tissues can be found in Table 5.1.

Table 5.1 Material properties of soft tissues.

	Interosseous ligaments	Anterior ligaments	Posterior ligaments	SIJ cartilage
Young's modulus (MPa)	25	45	400	0.75
Poisson's ratio	0.3	0.3	0.3	0.4
Tangent Young's modulus (MPa)	10	10	100	-
Tangent Poisson's ratio	0.37	0.37	0.37	-
Viscoelastic constant	28	28	28	-
Navier constant	1.0^5	1.0^5	1.0^5	-

The screw was considered as a rigid body due to its Young's modulus being significantly higher than those of the cortical and cancellous bones (Fradet et al., 2020). The bone-screw interface was modeled using a point-surface penalty method with Coulomb-type friction of 0.2 and a minimal gap of 0.05 mm, which has been previously validated (Bianco et al., 2017; Dube-Cyr et al., 2021; Fradet et al., 2020). The outer nodes of the ilium were fixed to create a stable support, and the sacrum was allowed to move to simulate the natural movement of the pelvis.

Screw pullout was simulated, in addition to two toggle loading conditions in flexion with caudal-cephalad displacement and extension with cephalad-caudal displacement on the screw head (Figure 5.3), representing possible typical forces experienced by screws during daily activities. A constant displacement rate of 0.002 mm/min was applied to the screw head for all loadings until bone failure occurred. To prevent off-axis displacement, a constraining slide link condition was used, with only the screw axis translation free in the load direction. The resulting force-displacement (F-D) curves were used to calculate the IS and FtF, characterized by a drop in the F-D curve (Qiao et al., 2023).

Finally, we used a paired t-test to compare the FtF and IS of the best trajectories obtained from both the BM and GEO approaches.

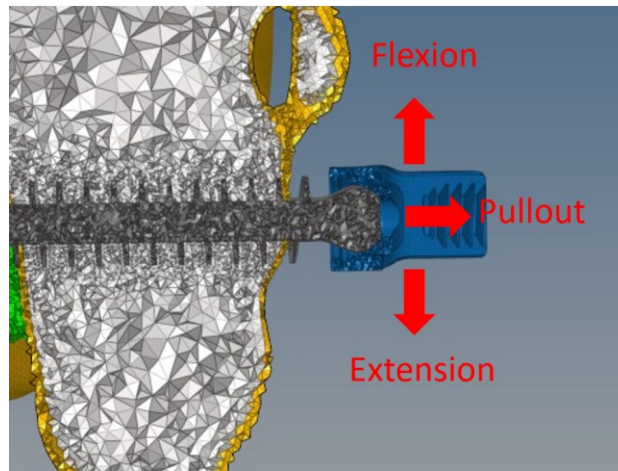


Figure 5.3 Tested loadings applied to the screw head.

5.5 Results

The optimal trajectories and their corresponding screw insertion inputs for each of the tested methodologies on both the left and right ilia of both osteoporotic and normal cases are presented in Table 5.2. Table 5.3 showcases 5 alternative solutions obtained using the BM method for the osteoporotic right ilium with smaller screws that can be considered in clinical practice.

Table 5.2 Optimal trajectories (L = left ilium; R = right ilium).

		Optimization method	Screw size (mm)	SA (°)	TA (°)	Entry point (cm) ¹	Fitness score (g)	Cortical bone mass (%)
Osteoporotic case	L	BM	9.5 × 100	49	29	(1.14, 0.41)	2.96	60.6
		GEO	8.5 × 100	44	24	(1.46, 0.44)	1.74	43.0
	R	BM	9.5 × 100	53	30	(1.84, 0.02)	3.58	68.7
		GEO	9.5 × 100	49	30	(1.49, 0.39)	2.51	48.2
Normal case	L	BM	9.5 × 80	66	32	(1.36, 0.61)	4.02	80.4
		GEO	9.5 × 100	54	24	(1.41, 0.65)	2.47	47.1
	R	BM	9.5 × 100	60	35	(1.66, 0.02)	4.15	68.1
		GEO	9.5 × 100	44	30	(1.42, 0.19)	3.07	53.4

¹(caudal, lateral) distance from S1 foramen.

Table 5.3 Other optimal trajectories with smaller screws for the osteoporotic right ilium obtained using the BM method.

Screw size (mm)	SA (°)	TA (°)	Entry point (cm)*	Fitness (g)	Cortical bone mass (%)
7.5 × 80	49	34	(1.79, 0.60)	2.15	81.2
7.5 × 80	54	34	(1.51, 0.03)	2.12	81.0
7.5 × 100	54	31	(1.82, -0.08)	2.63	77.8
7.5 × 100	55	36	(1.28, 0.12)	2.61	78.7
8.5 × 80	50	31	(1.96, 0.26)	2.72	79.5

The simulated pullout and toggling condition results for each trajectory in Table 5.2 are presented in Table 5.4. There was a significant difference between the BM and GEO optimization methods in extension ($p < 0.05$) (Table 5.5). Within-pair correlations of the different loading conditions are either of the same level or higher for FtF compared to IS.

Table 5.4 Results of Force to failure (FtF) and Initial stiffness (IS) for the simulated loading conditions of the trajectories in Table 5.2. (L = left ilium; R = right ilium).

		Optimization method	Pullout		Flexion		Extension	
			FtF (N)	IS (kN/m m)	FtF (N)	IS (kN/m m)	FtF (N)	IS (kN/m m)
Osteoporotic case	L	BM	4998	335.6	830	18.7	3148	195.2
		GEO	2076	94.3	888	19.2	1069	53.3
	R	BM	10385	390.6	2118	64.1	4246	191.6
		GEO	5896	248.3	2049	41.8	1971	89.3
Normal case	L	BM	18446	1322.7	3117	116.6	10051	453
		GEO	5645	275.9	2932	53.9	2655	98.4
	R	BM	14322	1182.1	2544	62.5	7365	332.3
		GEO	7690	302.3	2887	68.9	2610	153.4

Table 5.5 Statistical comparison between the BM and GEO optimization methods.

		p-value	Within-pair correlation
FtF	Pullout	0.053	0.727
	Flexion	0.767	0.972
	Extension	0.046	0.883
IS	Pullout	0.084	0.741
	Flexion	0.301	0.632
	Extension	0.040	0.482

Finally, the coefficient of determination for the bone mass around the screw threads and the FtF was 0.84, and for the bone mass and the FtF was 0.87 (Figure 4).

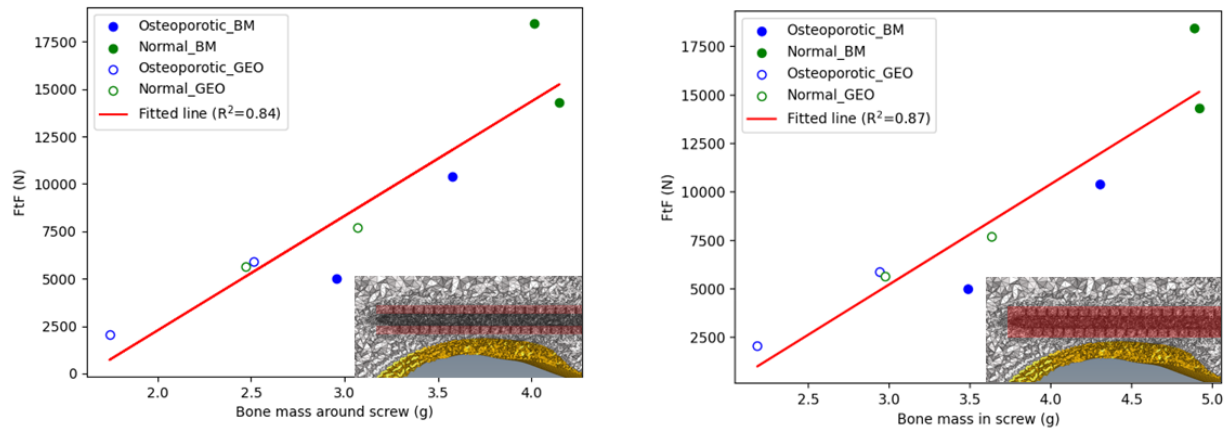


Figure 5.4 Correlation between the fitness function (x-axis) and FtF (y-axis) for pullout test in osteoporotic and normal cases using BM and GEO optimization methods. The two fitness functions are: a) the bone mass around the screw shank, and b) the bone mass in the screw cylinder.

5.6 Discussion

In this study, a patient-specific FEM was used to optimize the S2AI screw fixation. Both BM and GEO optimization approaches favored the use of larger screws, which have been shown to achieve higher strength (Bianco et al., 2017), which differed to the maximization of BMD around the screw tip (Dominic et al., 2020). Meanwhile, the BM approach with GA that maximizes total bone mass around screw improved FtF and IS compared to the GEO approach, which maximizes the screw corridor radius (Liu et al., 2020). This suggests that bone quality to be traversed is a more important feature than screw size for biomechanical performance, as shown by an R^2 value of 0.84 between

bone mass around the screw and FtF (Figure 5.4). In fact, the BM optimization consistently favored pelvic cortical bone crossing over the screw size, which provides better mechanical resistance to different loadings, although greater screw size was preferred in most cases as more bone could be involved in enhancing the bone-screw fixation. This is consistent with Caprara et al.'s study (Caprara et al., 2022), which also favored a cortical bone trajectory, not consistently with the largest screw diameter.

The BM optimization approach resulted in screw entry points slightly more medially located compared to the standard insertion point, which aligns with findings from a recent cadaver study (Jeong et al., 2019). This medial placement allows for safer screw insertion into the sacrum and better alignment with long instrumentation. In contrast, the optimized trajectory using the GEO approach was more lateral and caudal, avoiding the anterior region of the great sciatic notch where nerves and arteries are present. Table 5.2 demonstrates a wide range of possibilities and variability in insertion angles, consistent with findings from anatomical studies (Liu et al., 2020). The BM and GEO approaches differed by more than 5° in insertion angles in most cases, highlighting the clinical significance of this variation. The GEO approach yielded solutions closer to standard clinical practice (Yilmaz et al., 2018), with a typical screw entry point located 10 mm laterally between the S1 and S2 foramina near the SIJ, and favoring a trajectory away from the pelvic cortex.

The BM optimization approach resulted in screw entry points slightly more medially located compared to the standard insertion point, which aligns with findings from a recent cadaver study (Jeong et al., 2019). This medial placement allows for safer screw insertion into the sacrum and better alignment with long instrumentation. In contrast, the optimized trajectory using the GEO approach was more lateral and caudal, avoiding the anterior region of the great sciatic notch where nerves and arteries are present. Table 5.2 demonstrates a wide range of possibilities and variability in insertion angles, consistent with findings from anatomical studies (Liu et al., 2020). The BM and GEO approaches differed by more than 5° in insertion angles in most cases, highlighting the clinical significance of this variation. The GEO approach yielded solutions closer to standard clinical practice (Yilmaz et al., 2018), with a typical screw entry point located 10 mm laterally between the S1 and S2 foramina, near the SIJ, and favoring a trajectory away from the pelvic cortex.

Local bone quality influenced the screw fixation in different functional loading conditions. The optimized trajectory from the BM method showed little improvement in all cases when applying flexion, in contrast to the optimized trajectory from the GEO method. This can be attributed to the fact that the screw moves in the cranial direction, where most of the bone material is trabecular. On the other hand, the extension simulations showed significant improvements due to the caudal location of the pelvic cortical wall relative to the screw placement. The pullout test that takes overall bone quality into account showed a significant improvement when using the BM method. Therefore, surgeons may want to consider using this method to maximize the bone quality around the screw and improve fixation strength.

Our study confirmed that various fitness functions have a strong positive correlation with biomechanical performance, as shown in Figure 5.4. The correlation between the different fitness functions, namely the total bone mass around the screw shank (hollow cylinder) or the total bone mass in the screw cylinder (full cylinder), and the FtF consistently showed similar R^2 scores, as depicted in Figure 5.4. This indicates that small variations in the bone mass included in the screw path are unlikely to significantly affect the predictive power of the model. While the method allows for the consideration of bone outside the threads and the exploration of different thread designs or screw shapes, it would need to be verified whether these factors would substantially enhance S2AI screw fixation.

Given the plausible range of viable solutions, the proposed optimization approach has several features that could be used for future surgery planning. Firstly, the BM optimization method was developed based on BMEX technology, which could be used in the evaluation of ASD and surgical planning. The GA that was used in the BM method could be customized to a surgeon's technique or specified criteria, such a pre-determined screw size as illustrated in Table 5.3. For patients with low bone quality who require risking cortical penetration for better fixation strength, which was the investigated scenario in this study, it is noteworthy that the optimized trajectory using the BM method in the osteoporotic case could achieve a similar level of strength as a more standard-like trajectory using the GEO method in the normal case, demonstrating the efficacy of the proposed BM method. Since the GA is versatile, a safety distance from the entire or specific region of the external cortical cortex could be added based on surgical considerations, to avoid cortical breach. Finally, the correlation observed between the BM and the PF (Figure 5.4) provides surgeons with valuable information to evaluate the potential improvement in biomechanical performance by

increasing the amount of BM around the screw, despite the potential intraoperative risks associated with placing the screw deeper into the cortical bone. Such information may help surgeons determine whether the potential benefits outweigh the associated risks.

There are a few limitations to this numerical approach. The biomechanical performance was based on three generic loading conditions, not necessarily representing all physiological loadings and the fatigue failure that the S2AI screw would undergo. However, this approach enables a consistent evaluation of the S2AI fixation performance after optimization using the BM method and direct comparison with reference cases, which are the trajectories from the GEO method. In addition, by analyzing the stress-strain behavior of the fixation during quasi-static loading, it is possible to estimate its fatigue behavior and potential risk of failure. Also, this study presents a comparative approach aimed at optimizing screw fixation in relative terms between the solutions tested, rather than precisely assessing stresses for implant design. Even if the sample size was small, the statistical significance was assured due to the high within-pair correlation (de Winter, 2013), especially for FtF. Despite the limitations, this study suggests a workflow to biomechanically optimize S2AI fixation based on patient imaging data and highlights the practicality of using this approach to improve preoperative planning.

5.7 Conclusion

In this study, we proposed an original comprehensive patient-specific FEM to statistically optimize the S2AI trajectory. The optimized screw placement using the GA outperformed the reference optimization method based solely on the geometry, resulting in improved biomechanical performance and resistance to screw loosening in S2AI screw fixation. This approach enables identification of the best input parameters specific to each patient, while taking into consideration surgical constraints. The trajectories that were identified as the best from a purely biomechanical perspective consistently favored cortical bone crossing, significantly improving the biomechanical performance of the fixation, and the optimized trajectory could achieve the desired strength to resist screw loosening. The developed workflow for the pelvic fixation optimization suggests potential benefits for improving preoperative planning of spino-pelvic fixation.

CHAPITRE 6 ARTICLE 3: A METHOD FOR LOCAL DETERMINATION OF THE VOLUMETRIC DENSITY OF PELVIC TRABECULAR BONE USING MULTI-ENERGY BI-PLANAR X-RAYS

6.1 Présentation de l'article

Ce chapitre présente une méthode permettant d'optimiser la cartographie de la qualité osseuse trabéculaire et corticale des BMEXs vers le FEM personnalisé. Cette méthodologie est présentée sous la forme d'un article de type « technical note » et vise à améliorer l'objectif spécifique 1) mentionné dans le CHAPITRE 3. Le titre de cet article soumis à la revue « Bone » le 15 novembre 2023 présenté ci-après s'intitule « A Method For Local Determination Of The Volumetric Density Of Pelvic Trabecular Bone Using Multi-Energy Bi-Planar X-Rays ». Le premier auteur a contribué à environ 80 % de la préparation et de la rédaction de l'article.

Auteurs : Ningxin Qiao^{a,b}, Isabelle Villemure^{a,b}, Carl-Eric Aubin^{a,b}

Affiliations :

^aInstitute of Biomedical Engineering, Polytechnique Montreal, Montreal, Canada

^bSainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Canada

6.2 Abstract

In adult spine deformity, clinical radiographs are sometimes somewhat limited for accurate implant planning, especially in low bone density. This study presents a method to determine the volumetric density of pelvic bone density and cortical bone thickness using BMEX. Simulated BMEXs were generated from CT data from eight patients, with coordinate matching linking pixels to voxel values. This dataset included pixel values, coordinates as independent variables, and voxel values as the dependent variable for training a random forest regressor model. The trained model revealed adequate trabecular bone density prediction (root mean square error: 32.8 mg/cm³) and cortical thickness accuracy (error $\leq$ 1.2 mm). Trabecular bone showed a minor tendency for overestimation with a maximum difference of 83 HU, while cortical bone exhibited an underestimation of up to 118 HU. The improved prediction of bone density and the capability to estimate cortical bone thickness signify a significant advancement towards a comprehensive modality for predicting bone quality.

Keywords: Adult spine deformity (ASD); Bi-planar multi-energy X-ray (BMEX); Random forest regressor; Volumetric bone density

6.3 Introduction

A significant proportion of the population with previously normal spinal curvature is affected pathologically with age (Cerpa et al., 2019), and this proportion increases with the aging of the population. In severe cases, ASD require surgery, which involves inserting pedicle screws into the vertebrae connected to rods to correct spinal deformities and maintain postoperative balance and stability. In cases of significant imbalance long instrumentation extending to the pelvis is necessary, with sacral (S1) and/or S2AI screws. Surgical planning in the treatment of ASD is important because of the occurrence of post-surgery complications (Patel et al., 2020; Zanirato et al., 2018). Among the major complications that are frequently encountered, pelvic screw loosening is particularly noteworthy, as it is closely associated with osteoporosis (Iijima et al., 2020; Patel et al., 2020; Tateen et al., 2018; Zanirato et al., 2018).

The planar nature of X-ray imaging limits its ability to interpret 3D bone density associated with spino-pelvic pathology. This also limits its potential use for biomechanical analysis, such as FEA. BMEX is a recent technique for the comprehensive evaluation of spinal and pelvic pathology (Choisne et al., 2017), providing information on bone deformities, spinal-pelvic alignment and curvature, as well as information on bone density. BMEX was used in a few studies to estimate trabecular vBMD for FEA (Choisne et al., 2017; Qiao et al., 2023). Limitations of these studies include a high RMSE and a lack of provided information on cortical bone. The objective of this study is to accurately predict trabecular and cortical bone density and thickness from BMEX, with a view to incorporating this data into a patient-specific FEA for biomechanical studies of ASD.

6.4 Methods

In order to control all the parameters of this study, simulated analytical BMEXs were generated, utilizing CT-scan data from four male and four female cases with a mean BMD of 0.17 ± 0.02 g/cm³ from the Cancer Imaging Archive (Yorke et al., 2019). Manual definition of pelvic extent was performed on both CT-scans and the corresponding simulated BMEXs. Subsequently, the coordinates from the simulated BMEXs were adjusted to align with those of the CT-scans. Histogram analysis of the CT-scans determined the need for sampling adjustments. Voxels

corresponding to cortical bone were up-sampled by a factor of 2, while those around 0 (representing less relevant soft tissues) were down-sampled by a factor of 5.

Using BMEX in PA and LAT views with distinct bone and soft tissue intensities, coordinate matching linked each HU value to four pixel values derived from the corresponding BMEX images: PA bone image (PA-BMD), LAT bone image (LAT-BMD), PA soft tissue image (PA-ST), and LAT soft tissue image (LAT-ST). Each HU value was additionally assigned a normalized x, y, z position, resulting in seven associated variables (4 pixel values and 3 coordinates) for each dependent HU value.

The resulting dataset was processed by a random forest regressor for HU value prediction. The random forest regressor is a MLM that combines the predictions of multiple decision trees for improved accuracy (Breiman, 2001). In this study, 20 decision trees were used to balance computational resources and performance. 60% of the data was used for training, with the remainder for testing. Model performance was assessed using RMSE and MAD. Feature importance was determined by evaluating the impact of feature permutation on model performance, and the importance of each feature was expressed as a percentage representing its relative contribution.

Once the model was properly trained, BMEXs from four different patients (two males and two females) were used to generate simulated CT-scans, which were subsequently compared with the original CT-scans. Pixel spacing (1mm) and slice thickness (3mm) were set identical to the pixel spacing on BMEX to ensure consistency. Finally, a practical utility verification was carried out by comparing the average HU value of critical anatomical sites that lie on S2AI screw trajectory. To evaluate trabecular bone density prediction, the HU values from both simulated and original CT-scans of these cases were averaged and compared for three anatomical locations of the same size and location (Figure 6.1). Cortical thickness prediction was assessed on the identical imaging sets by measuring the length of the segment perpendicular to both ends of the cortical limits where there was a sudden change in intensity.

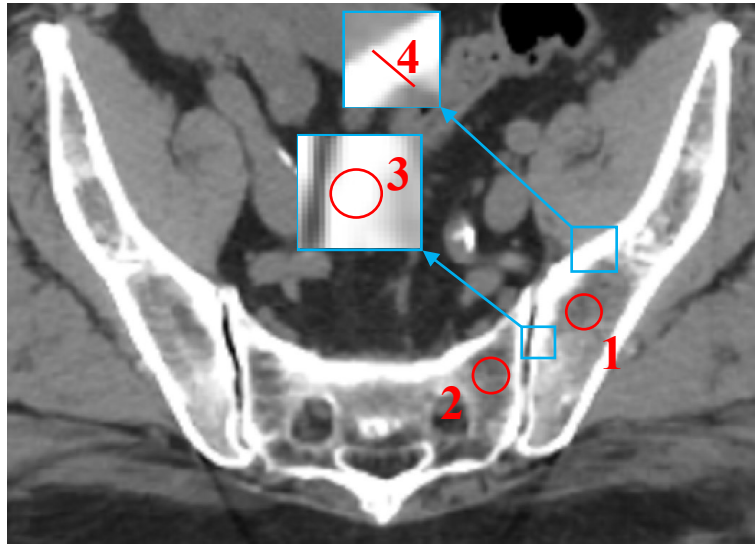


Figure 6.1 Critical anatomical sites used to evaluate bone density prediction: 1. Body of ilium 2. S2 central ala 3. Cortical ilium at S2 4. Great sciatic notch thickness

6.5 Results

The MLM was trained using a dataset consisting of a total of 90,964,542 voxels and their corresponding independent variables. The MLM showed a good match between predictions and actual data, with a tested R^2 of 0.986, a RMSE of 41.5 HU, and a MAE of 20.9 HU.

From the feature importance calculation, the five most important variables were ranked in the following order: LAT-BMD (22.2 %), x (17.8%), y (16 %), LAT-ST (12.2 %), z (11.8 %). Additionally, PA-BMD (10.4%) and PA-ST (9.6%) were also identified as significant factors.

The practical utility verification at 4 critical anatomical sites is summarized in Table 6.1, showcasing the difference between the predicted and actual mean HU values for the ilium body, the S2 central ala, the ilium cortex at S2, and the thickness of the great sciatic notch. Positive values indicate that the predicted values surpass the actual bone values. The results indicate a slight overestimation of up to 83 HU for trabecular bone and an underestimation of up to 118 HU for cortical bone.

Table 6.1 Difference between the predicted and actual CT-scans of average HU values and cortical bone thickness at critical anatomical sites. Positive values indicate higher predicted values than actual bones.

	Patient sex	Body of ilium (HU)	S2 central ala (HU)	Cortical ilium at S2 (HU)	Great sciatic notch thickness (mm)
1	F	28	77	-87	-0.81
2	F	25	-25	-31	-1.03
3	M	33	20	-19	-0.4
4	M	83	69	-118	-1.21

6.6 Discussion

The novel model developed in this study statistically demonstrated excellent performance, as evidenced by a high R^2 value. The analysis of feature importance revealed a high degree of spatial dependence in the prediction, indicating that anatomical sites are critical factors that significantly influence the outcomes. We found very little difference when comparing predicted and actual HU values at critical anatomical sites. Identification of the cortical region and its thickness was enabled by analysis of a radical change in the HU value; this proved highly accurate for thickness determination (<1.2 mm than the actual value).

The model developed in this study proves superior to that reported in published studies (Choisne et al., 2017; Qiao et al., 2023), with significantly improved R^2 and RMSE values. Indeed, based on Ruess et al. (2012)'s calibration equation $\rho = 0.79\text{HU} \times 10^{-3}$, RMSE and MAE values could be estimated at 32.8 mg/cm³ and 16.5 mg/cm³ respectively. In comparison, Choisne et al. (2017) obtained an RMSE of 76 mg/cm³ in volumetric BMD distribution, using an iterative approach to adjust 18 BMEX-based FEMs, and comparing the BMD distribution of BMEX-based FEMs with qCT-based FEMs. Also, Qiao et al. (2023) obtained an R^2 value of 0.418 and an RMSE of 74.7 mg/cm³ for the regression equation established by a direct correlation between BMEX pixel values and CT-scan HU values, sampled from 2,101,584 voxels from CT-scans of 10 patients. Therefore,

the enhanced prediction of bone density and the ability to estimate cortical bone thickness represents an important advance towards a comprehensive bone quality prediction modality.

The present study is subject to certain limitations that must be acknowledged. Firstly, it lacks patient-specific information such as age, musculoskeletal pathology, and other relevant factors that could have improved the representativeness of the ASD population and, ultimately, the accuracy of the predictive models. Secondly, the use of traditional MLM like random forest regressor may not be sufficient for handling large datasets, thereby limiting the number of images included in the analysis to 32.

6.7 Conclusion

The present study introduced a novel and promising approach to predict bone density and cortical bone thickness using BMEX. Such advances may contribute to the development of more accurate, patient-specific FEA for biomechanical studies of ASD.

6.8 Acknowledgment

The authors would like to thank Christian Bellefleur, Sophie Labat and Sajjad Rastegar-Talzali for their technical support during this study.

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif de ce projet de maîtrise était globalement de modéliser biomécaniquement la trajectoire des vis sacro-iliaques, en tenant compte des propriétés mécaniques de l'os autour des vis, pour ultimement optimiser l'ancrage des vis. Pour y parvenir, une méthode originale de personnalisation d'un FEM a été développée en utilisant une nouvelle technologie de BMEX, ainsi qu'une méthode d'optimisation des paramètres chirurgicaux des vis S2AI à l'aide d'un GA.

Les résultats de l'optimisation suggèrent qu'un ancrage plus solide peut être obtenu avec une vis de plus grandes dimensions en termes de longueur et de diamètre. Cela est en accord avec les études biomécaniques sur les vis pédiculaires et les études géométriques sur les vis S2AI (Bianco et al., 2017; Liu et al., 2020). Cependant, la complexité de l'étude réside dans le fait qu'il n'y a pas de solution universelle et que ce n'est pas toujours la plus grande vis qui offre les meilleures performances mécaniques. En effet, les travaux réalisés précédemment n'ont pas pris en compte l'hétérogénéité de la qualité osseuse, ce qui signifie qu'une plus grande surface de contact avec l'os garantit systématiquement de meilleures performances. Dans le cas d'une qualité osseuse hétérogène, les effets de chaque paramètre sont plus complexes, ce qui rend plus difficile la prédiction de la solution optimale pour un cas particulier. C'est dans ce contexte que le GA permet de déterminer les meilleures solutions et de les personnaliser en fonction des caractéristiques spécifiques de chaque patient. De plus, le GA peut également s'adapter selon les spécificités de l'intervention chirurgicale. Dans notre étude, la masse osseuse traversée par la vis a été maximisée pour renforcer la rigidité de l'ensemble os-vis. Dans d'autres cas, pour des patients plus jeunes par exemple, un tel renforcement peut ne pas être nécessaire, et le GA peut être utilisé pour maximiser la taille du couloir de la trajectoire, diminuer la hauteur postérieure du profil de l'instrumentation et trouver la solution la plus sécuritaire.

Pour une meilleure applicabilité clinique, plusieurs approches ont été combinées pour rendre l'outil d'optimisation pratique. Tout d'abord, cet outil est développé sur la base de la technologie de BMEX, qui pourrait être utilisée dans l'évaluation de l'ASD et la planification chirurgicale de prochaine génération. Dans la phase préopératoire, le modèle d'apprentissage automatique présentée au CHAPITRE 6 permet d'estimer en 3D la qualité osseuse spécifique du patient. Sur la base de cette estimation, le GA présenté au CHAPITRE 5 peut être utilisé pour maximiser la masse osseuse selon la trajectoire de la vis afin de trouver les meilleures solutions en termes de

performance biomécanique. Ensuite, pendant la phase intraopératoire, le modèle d'apprentissage automatique peut être combiné avec la fluoroscopie ou la réalité virtuelle augmentée pour évaluer en temps réel l'ancrage de la vis dans l'os en évaluant la masse osseuse autour de la vis. De plus, comme la réalisation des différentes mesures géométriques est difficile pendant la phase intraopératoire, la méthode de détermination du point de départ et du point d'arrivée rapportée dans le CHAPITRE 5 permet de projeter ces points sur l'imagerie afin de les utiliser comme référence pour définir la trajectoire précise de la vis.

Comparée à l'optimisation géométrique qui vise à maximiser le diamètre du corridor pour l'insertion de la vis, la méthode d'optimisation que nous proposons a produit des solutions avec des points d'entrée de vis légèrement plus médiaux, ce qui facilite l'alignement des vis avec les tiges (Figure 2.19). Les orientations des vis étaient également plus latérales et caudales, évitant ainsi la région antérieure considérée comme une zone risquée en raison de la présence de nerfs et d'artères importants, tout en maximisant l'ancrage cortical pelvien pour offrir une meilleure résistance mécanique à différentes charges (Figure 7.1). Il convient de noter que les efforts en flexion sur les vis, qui entraînent leur déplacement en direction crânienne n'apportent que peu d'amélioration par rapport à la trajectoire optimisée géométriquement car la plupart du matériau osseux est trabéculaire dans cette direction. En revanche, des améliorations significatives ont été observées dans la simulation d'essais d'extension comme la paroi corticale pelvienne est située caudalement par rapport à l'emplacement de la vis. Étant donné que l'os est déjà non-homogène, le passage à la fois dans le cortical et le trabéculaire pourrait causer encore plus de distribution non-uniforme de contraintes, et par conséquent entraîner une défaillance de la fixation dans les zones les moins denses et causer un comportement moins prévisible de l'ancrage de la vis.

Malgré le nombre limité de cas dans nos études, la crédibilité des approches proposées a été soigneusement vérifiée. Ainsi, la reconstruction 3D de la distribution de la qualité osseuse a été testée et validée statistiquement (cf. CHAPITRE 4 et CHAPITRE 6). De plus, une vérification a également été effectuée en quantifiant les incertitudes de la reconstruction géométrique du FEM et de la reconstruction des tomodensitométries. Le cadre de la norme ASME V&V40:2018 a été utilisé pour guider la vérification et la validation du FEM et assurer la crédibilité des résultats de la simulation (cf. CHAPITRE 4). Enfin, pour des raisons d'efficacité et d'applicabilité clinique, le GA repose sur la maximisation de la masse osseuse traversée par la vis pour l'optimisation de la trajectoire (cf. CHAPITRE 5). Par conséquent, des simulations par éléments finis des tests

d'extraction et de basculement ont été effectuées pour quantifier l'impact de la variation de la masse osseuse sur la performance biomécanique. La pente de l'interpolation linéaire dans la Figure 5.4 a un coefficient de 6 N/mg, ce qui démontre qu'une augmentation de 1 mg de masse osseuse entraîne une augmentation de force d'extraction de 6 N.

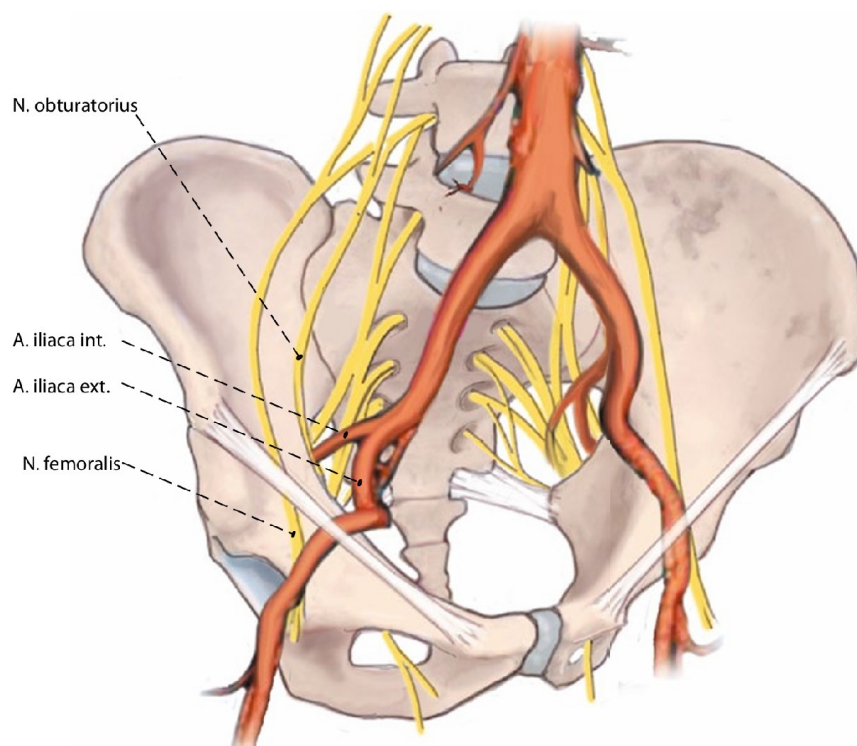


Figure 7.1 Relation des structures neurovasculaires à l'os pelvien. Adapté de (Koller, Zenner, Hempfing, Ferraris, & Meier, 2013).

Cette étude a utilisé plusieurs algorithmes d'apprentissage automatique pour optimiser la performance et l'efficacité de la méthodologie proposée. Les résultats obtenus ont été globalement satisfaisants, que ce soit dans l'assignation de la qualité osseuse (cf. CHAPITRE 4) ou dans l'optimisation de la trajectoire de la vis S2AI (cf. CHAPITRE 5). Par exemple, un plan factoriel complet à trois niveaux a été utilisé pour évaluer l'impact des paramètres de le GA sur les résultats, et les résultats ont montré que l'algorithme convergait de manière cohérente vers la même valeur avec une variation de seulement 6%. Ces résultats suggèrent que le GA était suffisamment robuste et qu'il convergait probablement vers un optimum global. Malgré le prétraitement des images qui rend la région du bassin plus lisse et donc plus prévisible, le coefficient de détermination R^2 de la régression linéaire (cf. CHAPITRE 4) n'a atteint que 0,42 avec trois facteurs indépendants. En

revanche, la méthode de la forêt aléatoire (cf. CHAPITRE 6) qui a inclus sept facteurs indépendants sans le prétraitement des images, a atteint un R^2 de 0,98.

Cette étude présente certaines limites. Outre les limites évidentes mentionnées dans les chapitres précédents, telles que le manque d'essais expérimentaux et le nombre limité de cas étudiés, les méthodologies proposées ont également des limites intrinsèques. Tout d'abord, bien que le modèle d'apprentissage automatique présenté dans le CHAPITRE 6 montre une nette amélioration par rapport à celui dans le chapitre 3, il est très volumineux même avec peu de patients (57 giga-octets avec seulement 8 patients). L'ajustement des paramètres ou le passage à l'apprentissage profond sont donc des solutions envisageables pour améliorer la capacité de généralisation et l'efficacité du modèle. En effet, les modèles d'apprentissage profond peuvent offrir des temps d'exécution plus rapides que les méthodes d'apprentissage automatique traditionnelles en exploitant le traitement parallèle sur les GPU, notamment lorsqu'ils sont confrontés à de grands ensembles de données. Cela est particulièrement intéressant lorsqu'il s'agit de données à grande échelle, car le temps de calcul peut augmenter de manière exponentielle avec les modèles d'apprentissage machine traditionnels. Par exemple, avec huit patients, le temps de calcul a déjà atteint une journée et demie avec un processeur i9.

Dans la méthode d'attribution de la qualité osseuse, la densité osseuse est assignée comme une moyenne pondérée des pixels les plus proches, sans prendre en compte la proportion de chaque pixel chevauchant l'élément fini. Une méthode d'attribution qui prend en compte la forme des éléments projetés sur les BMEXs permettrait d'obtenir des résultats plus précis. De plus, chaque élément possède une seule valeur de densité, ce qui les rend homogènes et différents les uns des autres, conduisant ainsi à une distribution discrète de la densité osseuse.

CHAPITRE 8 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Ce projet de maîtrise a introduit une technologie de BMEX innovante dans un modèle par éléments finis pour analyser et améliorer la performance biomécanique de la fixation de vis S2AI de l'instrumentation spino-pelvienne. L'hypothèse de recherche étudiée dans le cadre de ce projet est que les dimensions et la trajectoire optimisées de la vis S2AI, pour maximiser la qualité osseuse autour de la vis, présentent une force d'extraction significativement plus élevée que celle d'une trajectoire standard. Les résultats obtenus indiquent une tendance vers cette conclusion avec $p = 0,053$.

Pour répondre à cette hypothèse, l'objectif général proposé était de créer un FEM personnalisé en utilisant la BMEX, qui tient compte des propriétés physiques de l'os et des tissus du bassin afin d'optimiser la trajectoire des vis S2AI. Trois objectifs spécifiques ont été définis : extraire les propriétés physiques du bassin à partir de la BMEX et créer un FEM personnalisé, vérifier et valider l'approche selon les normes de l'ASME V&V40:2018, et concevoir une méthode d'optimisation de la trajectoire des vis S2AI et évaluer leur performance biomécanique en termes d'ancrage. Pour le premier objectif, une équation de régression et un modèle d'apprentissage automatique ont été développés pour convertir la densité osseuse surfacique en densité volumique, et une méthode d'attribution de la qualité osseuse a été élaborée pour cartographier les informations de la BMEX sur le FEM. Le deuxième objectif a été atteint grâce à des études de convergence et à une comparaison avec des essais expérimentaux, confirmant la validité et la fiabilité de l'approche, ainsi qu'une amélioration nette par rapport au modèle homogène. Pour le troisième objectif, une méthode d'optimisation de la trajectoire des vis S2AI a été conçue à l'aide d'un GA pour trouver les paramètres cliniques optimaux et évaluer leur performance biomécanique en termes d'ancrage. Les simulations ont montré que cette approche permet une optimisation efficace et pourrait être utilisée dans d'autres sites anatomiques pour améliorer la fixation.

Ce projet a permis de développer de façon originale un processus global d'optimisation personnalisée avec une étude numérique. L'approche proposée utilise une technologie de nouvelle génération pour le diagnostic de l'ASD, offrant aux chirurgiens une meilleure stratégie pour une performance biomécanique optimale, tout en restant flexible et en offrant plusieurs solutions parmi lesquelles les chirurgiens peuvent choisir. Cependant, elle pourrait être perfectionnée en plusieurs aspects. Trois volets sont à considérer : le volet technique, le volet clinique et le volet mécanique.

Pour le volet technique, il serait pertinent d'utiliser un modèle plus sophistiqué, tel que les méthodes d'apprentissage profond, pour améliorer la prédiction des densités volumiques à partir des BMEXs. En outre, les charges physiologiques devraient être simulées pour étudier les contraintes locales dans des situations plus proches de la réalité, afin d'ajuster les contraintes pour l'optimisation de la trajectoire. Pour le volet clinique, il est recommandé d'augmenter le nombre d'échantillons pour améliorer la généralisation des résultats obtenus. Un modèle de construction os-vis plus complet, qui inclut les vis S1 et les vis lombaires, est également nécessaire pour évaluer et améliorer la performance globale de la méthode. Enfin, pour le volet mécanique, des essais expérimentaux sont encouragés pour évaluer l'efficacité du processus d'optimisation proposé de manière empirique.

RÉFÉRENCES

- Adams, J. E. (2009). Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol*, 71(3), 415-424. doi:10.1016/j.ejrad.2009.04.074
- Adrian, K., Aftab, Y., & Patrick, L. Adult degenerative scoliosis - A literature review. *Interdisciplinary Neurosurgery*, 20.
- Adrian, K., Aftab, Y., & Patrick, L. (2020). Adult degenerative scoliosis – A literature review. *Interdisciplinary Neurosurgery*, 20, 100661. doi:https://doi.org/10.1016/j.inat.2019.100661
- Ailon, T., Smith, J. S., Shaffrey, C. I., Lenke, L. G., Brodke, D., Harrop, J. S., . . . Ames, C. P. (2015). Degenerative Spinal Deformity. *Neurosurgery*, 77 Suppl 4, S75-91. doi:10.1227/NEU.0000000000000938
- Anil, K. (2018). Chapter 9 - Developing FE Human Models From Medical Images. 389-415. doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-12-809831-8.00009-X
- Arnoux, P. J., Cesari, D., Behr, M., Thollon, L., & Brunet, C. (2005). Pedestrian lower limb injury criteria evaluation: a finite element approach. *Traffic Inj Prev*, 6(3), 288-297. doi:10.1080/15389580590969463
- Assi, A., Rebeyrat, G., El Rachkidi, R., Semaan, K., Saad, E., Mekhael, E., . . . Skalli, W. (2023). ASD with high pelvic retroversion develop changes in their acetabular orientation during walking. *Brain Spine*, 3, 101752. doi:10.1016/j.bas.2023.101752
- Behr, M., Arnoux, P. J., Serre, T., Bidal, S., Kang, H. S., Thollon, L., . . . Brunet, C. (2003). A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(4), 263-273. doi:10.1080/10255840310001606080
- Beschloss, A., Dicindio, C., Lombardi, J., Varthi, A., Ozturk, A., Lehman, R., . . . Saifi, C. (2021). Marked Increase in Spinal Deformity Surgery Throughout the United States. *Spine (Phila Pa 1976)*, 46(20), 1402-1408. doi:10.1097/BRS.0000000000004041
- Bianco, R. J., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2019). Thoracic pedicle screw fixation under axial and perpendicular loadings: A comprehensive numerical analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 68, 190-196. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.06.010
- Bianco, R. J., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2017). Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. *Clin Spine Surg*, 30(3), E226-E232. doi:10.1097/BSD.0000000000000151
- Breiman, L. (2001). Random Forests. *Machine Learning*, 45, 5-32. doi:10.1023/A:1010950718922
- Bruna-Rosso, C., Arnoux, P. J., Bianco, R. J., Godio-Raboutet, Y., Fradet, L., & Aubin, C. E. (2016). Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads. *Int J Spine Surg*, 10, 16. doi:10.14444/3016
- Camisa, W. M. S., Bess, S. M. D., Yi, S. M. D. P., Washiya, A. S., Leasure, J. M. M. S., Burton, D. C. M. D., . . . California, N. t. A. M. S. F. (2014). Biomechanical Demands on S2AI Sacral and Pelvic Instrumentation in Long Fusion Constructs with and without Interbody

- Supplementation. *The Spine Journal*, 14(11 Supplement), S166. doi:10.1016/j.spinee.2014.08.400
- Caprara, S., Fasser, M. R., Spirig, J. M., Widmer, J., Snedeker, J. G., Farshad, M., & Senteler, M. (2022). Bone density optimized pedicle screw instrumentation improves screw pull-out force in lumbar vertebrae. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 25(4), 464-474. doi:10.1080/10255842.2021.1959558
- Casaroli, G., Galbusera, F., Chande, R., Lindsey, D., Mesiwala, A., Yerby, S., & Brayda-Bruno, M. (2019). Evaluation of iliac screw, S2 alar-iliac screw and laterally placed triangular titanium implants for sacropelvic fixation in combination with posterior lumbar instrumentation: a finite element study. *Eur Spine J*, 28(7), 1724-1732. doi:10.1007/s00586-019-06006-0
- Celestre, P. C., Dimar, J. R., 2nd, & Glassman, S. D. (2018). Spinopelvic Parameters: Lumbar Lordosis, Pelvic Incidence, Pelvic Tilt, and Sacral Slope: What Does a Spine Surgeon Need to Know to Plan a Lumbar Deformity Correction? *Neurosurg Clin N Am*, 29(3), 323-329. doi:10.1016/j.nec.2018.03.003
- Cerpa, M., Lenke, L. G., Fehlings, M. G., Shaffrey, C. I., Cheung, K. M. C., & Carreon, L. Y. (2019). Evolution and Advancement of Adult Spinal Deformity Research and Clinical Care: An Overview of the Scolio-RISK-1 Study. *Global Spine J*, 9(1 Suppl), 8S-14S. doi:10.1177/2192568219828729
- Cheriet, F., & Meunier, J. (1999). Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Comput Med Imaging Graph*, 23(3), 133-141. doi:10.1016/s0895-6111(99)00006-3
- Choisne, J., Travert, C., Valiadis, J.-M., Follet, H. I. n., & Skalli, W. (2017). A New Method to Determine Volumetric Bone Mineral Density from Bi-Planar Dual Energy Radiographs Using a Finite Element Model: An Ex-Vivo Study. *Journal of Musculoskeletal Research*, 20(03), 1750003. doi:10.1142/S0218957717500038
- Dalstra, M., Huiskes, R., Odgaard, A., & van Erning, L. (1993). Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *J Biomech*, 26(4-5), 523-535. doi:10.1016/0021-9290(93)90014-6
- De la Garza Ramos, R., Nakhla, J., Sciubba, D. M., & Yassari, R. (2018). Iliac screw versus S2 alar-iliac screw fixation in adults: a meta-analysis. *J Neurosurg Spine*, 30(2), 253-258. doi:10.3171/2018.7.SPINE18710
- de Winter, J. C. F. (2013). *Using the Student 's t-test with extremely small sample sizes*.
- Diebo, B. G., Shah, N. V., Boachie-Adjei, O., Zhu, F., Rothenfluh, D. A., Paulino, C. B., . . . Lafage, V. (2019). Adult spinal deformity. *Lancet*, 394(10193), 160-172. doi:10.1016/S0140-6736(19)31125-0
- Dominic, M., Markus, W., Boyko, G., Stefaan, N., & Peter, V. (2020). Computational optimisation of screw orientations for improved locking plate fixation of proximal humerus fractures. *Journal of Orthopaedic Translation*, 25, 96-104. doi:https://doi.org/10.1016/j.jot.2020.02.007

- Du, Y. Q., Zhang, B., Sun, J. Y., Ma, H. Y., Shen, J. M., Ni, M., & Zhou, Y. G. (2021). The Variation of the Pelvis in Unilateral Crowe Type IV Developmental Dysplasia of the Hip. *Orthop Surg*, 13(2), 546-552. doi:10.1111/os.12903
- Dube-Cyr, R., Aubin, C. E., Villemure, I., Bianco, R. J., Godio-Raboutet, Y., & Arnoux, P. J. (2020). Biomechanical analysis of two insertion sites for the fixation of the sacroiliac joint via an oblique lateral approach. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 74, 118-123. doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.02.010
- Dube-Cyr, R., Villemure, I., Arnoux, P. J., Rawlinson, J., & Aubin, C. E. (2021). Instrumentation of the sacroiliac joint with cylindrical threaded implants: A detailed finite element study of patient characteristics affecting fixation performance. *J Orthop Res*. doi:10.1002/jor.25012
- Eastlack, R. K., Soroceanu, A., Mundis, G. M., Jr., Daniels, A. H., Smith, J. S., Line, B., . . . International Spine Study, G. (2022). Rates of Loosening, Failure, and Revision of Iliac Fixation in Adult Deformity Surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*, 47(14), 986-994. doi:10.1097/BRS.0000000000004356
- Edwards, C. C., 2nd, Bridwell, K. H., Patel, A., Rinella, A. S., Jung Kim, Y., Berra, A. B., . . . Lenke, L. G. (2003). Thoracolumbar deformity arthrodesis to L5 in adults: the fate of the L5-S1 disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(18), 2122-2131. doi:10.1097/01.BRS.0000084266.37210.85
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.036
- Elder, B. D., Ishida, W., Lo, S. L., Holmes, C., Goodwin, C. R., Kosztowski, T. A., . . . Witham, T. F. (2017). Use of S2-Alar-iliac Screws Associated With Less Complications Than Iliac Screws in Adult Lumbosacropelvic Fixation. *Spine*, 42(3), E142-E149. doi:10.1097/BRS.0000000000001722
- Enercan, M., Kahraman, S., Gokcen, B., Mutlu, A., Sanli, T., Erturer, E., . . . Hamzaoglu, A. (2014). *Radiological outcomes and complications of S2 alar-iliac fixation in adult patients with osteoporotic spine*. Retrieved from Euro Spine, :
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., . . . Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*, 30(9), 1323-1341. doi:10.1016/j.mri.2012.05.001
- Feng, X. (2009). Chemical and Biochemical Basis of Cell-Bone Matrix Interaction in Health and Disease. *Curr Chem Biol*, 3(2), 189-196. doi:10.2174/187231309788166398
- Fradet, L., Bianco, R. J., Tatsumi, R., Coleman, J., & Aubin, C. E. (2020). Biomechanical comparison of sacral and transarticular sacroiliac screw fixation. *Spine Deform*, 8(5), 853-862. doi:10.1007/s43390-020-00108-2
- Fradet, L., Petit, Y., Wagnac, E., Aubin, C. E., & Arnoux, P. J. (2013). Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) : vers une caractérisation du comportement traumatique du rachis thoracolumbaire. *Morphologie*, 97(318), 77. doi:https://doi.org/10.1016/j.morpho.2013.09.043
- Garcia-Ramos, C. L., Obil-Chavarria, C. A., Zarate-Kalfopulos, B., Rosales-Olivares, L. M., Alpizar-Aguirre, A., & Reyes-Sanchez, A. A. (2015). [Degenerative adult scoliosis]. *Acta*

- Ortop Mex*, 29(2), 127-138. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27012088>
- Garro, 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. *Med Biol Eng Comput*, 49(12), 1371-1379. doi:10.1007/s11517-011-0826-z
- Graham, R. B., Sugrue, P. A., & Koski, T. R. (2016). Adult Degenerative Scoliosis. *Clin Spine Surg*, 29(3), 95-107. doi:10.1097/BSD.0000000000000367
- Grassi, L., Vaananen, S. P., Ristinmaa, M., Jurvelin, J. S., & Isaksson, H. (2017). Prediction of femoral strength using 3D finite element models reconstructed from DXA images: validation against experiments. *Biomech Model Mechanobiol*, 16(3), 989-1000. doi:10.1007/s10237-016-0866-2
- Hasan, M. Y., Liu, G., Wong, H. K., & Tan, J. H. (2020). Postoperative complications of S2AI versus iliac screw in spinopelvic fixation: a meta-analysis and recent trends review. *Spine J*, 20(6), 964-972. doi:10.1016/j.spinee.2019.11.014
- Hassanzadeh, H. M. D., Strike, S. M. D., Naef, F. M. D., Sponseller, P. D. M. D., Kebaish, K. M. M. D., & Louisiana, N. t. A. M. N. O. (2013). Sacro-Pelvic Fixation Using the S2 Alar-Iliac (S2AI) Screws in Adult Deformity Surgery: A Prospective Study with Minimum Five-Year Follow-Up. *The Spine Journal*, 13(9 Supplement), S151. doi:10.1016/j.spinee.2013.07.385
- Hoel, R. J., Ledonio, C. G., Takahashi, T., & Polly, D. W., Jr. (2017). Sacral bone mineral density (BMD) assessment using opportunistic CT scans. *J Orthop Res*, 35(1), 160-166. doi:10.1002/jor.23362
- Humbert, L., Martelli, Y., Fonolla, R., Steghofer, M., Di Gregorio, S., Malouf, J., . . . Barquero, L. M. (2017). 3D-DXA: Assessing the Femoral Shape, the Trabecular Macrostructure and the Cortex in 3D from DXA images. *IEEE Trans Med Imaging*, 36(1), 27-39. doi:10.1109/TMI.2016.2593346
- Iijima, Y., Kotani, T., Sakuma, T., Nakayama, K., Akazawa, T., Kishida, S., . . . Ohtori, S. (2020). Risk Factors for Loosening of S2 Alar Iliac Screw: Surgical Outcomes of Adult Spinal Deformity. *Asian Spine J*, 14(6), 864-871. doi:10.31616/asj.2020.0100
- Ilyas, H., Place, H., & Puryear, A. (2015). A Comparison of Early Clinical and Radiographic Complications of Iliac Screw Fixation Versus S2 Alar Iliac (S2AI) Fixation in the Adult and Pediatric Populations. *J Spinal Disord Tech*, 28(4), E199-205. doi:10.1097/BSD.0000000000000222
- Imai, N., Funayama, K., Suzuki, H., Tsuchiya, K., Nozaki, A., Minato, I., . . . Endo, N. (2020). Stature estimation formulae based on bony pelvic dimensions and femoral length. *Homo*, 71(2), 111-119. doi:10.1127/homo/2020/1116
- Inagaki, N., Tanaka, T., Udaka, J., Akiyama, S., Matsuoka, T., & Saito, M. (2022). Distribution of hounsfield unit values in the pelvic bones: a comparison between young men and women with traumatic fractures and older men and women with fragility fractures: a retrospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord*, 23(1), 305. doi:10.1186/s12891-022-05263-3

- Jain, A., Kebaish, K. M., & Sponseller, P. D. (2016). Sacral-Alar-Iliac Fixation in Pediatric Deformity: Radiographic Outcomes and Complications. *Spine Deform*, 4(3), 225-229. doi:10.1016/j.jspd.2015.11.005
- Jeong, S. T., Park, Y. S., & Jung, G. H. (2019). Computational simulation of sacral-alar-iliac (S2AI) screw fixation of pelvis and implications for fluoroscopic procedure: A cadaver study. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 27(1), 2309499019836246. doi:10.1177/2309499019836246
- Joffre, T., Isaksson, P., Procter, P., & Persson, C. (2017). Trabecular deformations during screw pull-out: a micro-CT study of lapine bone. *Biomech Model Mechanobiol*, 16(4), 1349-1359. doi:10.1007/s10237-017-0891-9
- Kapandji, I. (2008). *The Spinal column, Pelvic Girdle and Head* (Vol. 3). London: Churchill Livingstone.
- Katsuura, Y., Chang, E., Sabri, S. A., Gardner, W. E., & Doty, J. F. (2018). Anatomic Parameters for Instrumentation of the Sacrum and Pelvis: A Systematic Review of the Literature. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*, 2(8), e034. doi:10.5435/JAAOSGlobal-D-18-00034
- Keller, T. S. (1994). Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech*, 27(9), 1159-1168. doi:10.1016/0021-9290(94)90056-6
- Knowles, N. K., Reeves, J. M., & Ferreira, L. M. (2016). Quantitative Computed Tomography (QCT) derived Bone Mineral Density (BMD) in finite element studies: a review of the literature. *J Exp Orthop*, 3(1), 36. doi:10.1186/s40634-016-0072-2
- Koller, H., Zenner, J., Hempfing, A., Ferraris, L., & Meier, O. (2013). Reinforcement of lumbosacral instrumentation using S1-pedicle screws combined with S2-alar screws. *Oper Orthop Traumatol*, 25(3), 294-314. doi:10.1007/s00064-012-0160-0
- Kopperdahl, D. L., & Keaveny, T. M. (1998). Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech*, 31(7), 601-608. doi:10.1016/s0021-9290(98)00057-8
- Krishnan, V., Varghese, V., Kumar, G. S., & Yoganandan, N. (2020). Identification of Pedicle Screw Pullout Load Paths for Osteoporotic Vertebrae. *Asian Spine J*, 14(3), 273-279. doi:10.31616/asj.2019.0174
- Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly, D. W., Jr., & Lenke, L. G. (2005). Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(18), 2113-2120. doi:10.1097/01.brs.0000179260.73267.f4
- Labe, A. (2008). Etude des mécanismes lésionnels de la région abdominopelvienne: applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière. *Mécanique des solides*(Philosophiæ doctor).
- Lalonde, N. M., Petit, Y., Aubin, C. E., Wagnac, E., & Arnoux, P. J. (2013). Method to geometrically personalize a detailed finite-element model of the spine. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(7), 2014-2021. doi:10.1109/TBME.2013.2246865
- Le Bras, A. (2004). *Potentialities evaluation of EOS*. Arts et Métiers ParisTech, Retrieved from <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00001149> (2004ENAM0003)

- Les, C. M., Keyak, J. H., Stover, S. M., Taylor, K. T., & Kaneps, A. J. (1994). Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. *J Orthop Res*, 12(6), 822-833. doi:10.1002/jor.1100120610
- Liu, F., Yang, Y., Wen, C., Guo, L., Wang, A., Huang, W., & Li, Y. (2020). Morphometric measurement and applicable feature analysis of sacral alar-iliac screw fixation using forward engineering. *Arch Orthop Trauma Surg*, 140(2), 177-186. doi:10.1007/s00402-019-03257-w
- Lopez Poncelas, M., La Barbera, L., Rawlinson, J. J., Crandall, D., & Aubin, C. E. (2021). Credibility assessment of patient-specific biomechanical models to investigate proximal junctional failure in clinical cases with adult spine deformity using ASME V&V40 standard. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 1-11. doi:10.1080/10255842.2021.1968380
- Luo, Y., Li, Y., He, L., & Yi, C. (2022). S2-Alar-Iliac Screw Fixation versus Iliac Screw Fixation in the Treatment of Sacral Fractures. *J Invest Surg*, 35(6), 1224-1230. doi:10.1080/08941939.2021.2022253
- Martin, C. T., Haase, L., Lender, P. A., & Polly, D. W. (2020). Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: The Current Evidence. *Int J Spine Surg*, 14(Suppl 1), 20-29. doi:10.14444/6072
- Mazur, M. D., Ravindra, V. M., Schmidt, M. H., Brodke, D. S., Lawrence, B. D., Riva-Cambrin, J., & Dailey, A. T. (2015). Unplanned reoperation after lumbopelvic fixation with S-2 alar-iliac screws or iliac bolts. *J Neurosurg Spine*, 23(1), 67-76. doi:10.3171/2014.10.SPINE14541
- McGuire, S. M., Menda, Y., Ponto, L. L. B., Gross, B., TenNapel, M., Smith, B. J., & Bayouth, J. E. (2014). Spatial mapping of functional pelvic bone marrow using FLT PET. *J Appl Clin Med Phys*, 15(4), 129-136. doi:10.1120/jacmp.v15i4.4780
- Melhem, E., Assi, A., El Rachkidi, R., & Ghanem, I. (2016). EOS((R)) biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop*, 10(1), 1-14. doi:10.1007/s11832-016-0713-0
- Morgan, E. F., Unnikrisnan, G. U., & Hussein, A. I. (2018). Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annu Rev Biomed Eng*, 20, 119-143. doi:10.1146/annurev-bioeng-062117-121139
- Morgan, E. F., Yeh, O. C., Chang, W. C., & Keaveny, T. M. (2001). Nonlinear behavior of trabecular bone at small strains. *J Biomech Eng*, 123(1), 1-9. doi:10.1115/1.1338122
- Moshirfar, A., Rand, F. F., Sponseller, P. D., Parazin, S. J., Khanna, A. J., Kebaish, K. M., . . . Riley, L. H., 3rd. (2005). Pelvic fixation in spine surgery. Historical overview, indications, biomechanical relevance, and current techniques. *J Bone Joint Surg Am*, 87 Suppl 2, 89-106. doi:10.2106/JBJS.E.00453
- Nakashima, H., Kanemura, T., Satake, K., Ito, K., Ishikawa, Y., Ouchida, J., . . . Imagama, S. (2020). The Prevalence and Risk Factors for S2 Alar-Iliac Screw Loosening with a Minimum 2-Year Follow-up. *Asian Spine J*, 14(2), 177-184. doi:10.31616/asj.2019.0127
- Nanda, A., Manghwani, J., & Kluger, P. J. (2020). Sacropelvic fixation techniques - Current update. *J Clin Orthop Trauma*, 11(5), 853-862. doi:10.1016/j.jcot.2020.07.022

- Naoum, S., Vasiliadis, A. V., Koutserimpas, C., Mylonakis, N., Kotsapas, M., & Katakalos, K. (2021). Finite Element Method for the Evaluation of the Human Spine: A Literature Overview. *J Funct Biomater*, 12(3). doi:10.3390/jfb12030043
- O'Brien, M. F., & Group, S. D. S. (2004). *Radiographic Measurement Manual*: Medtronic Sofamor Danek USA.
- Oberkircher, L., Masaeli, A., Hack, J., Figiel, J., Bliemel, C., Ruchholtz, S., & Kruger, A. (2021). Pull-out strength evaluation of cement augmented iliac screws in osteoporotic spino-pelvic fixation. *Orthop Traumatol Surg Res*, 107(7), 102945. doi:10.1016/j.otsr.2021.102945
- Patel, S. A., McDonald, C. L., Reid, D. B. C., DiSilvestro, K. J., Daniels, A. H., & Rihn, J. A. (2020). Complications of Thoracolumbar Adult Spinal Deformity Surgery. *JBJS Rev*, 8(5), e0214. doi:10.2106/JBJS.RVW.19.00214
- Qiao, N., Villemure, I., & Aubin, C. E. (2023). A novel method for assigning bone material properties to a comprehensive patient-specific pelvic finite element model using biplanar multi-energy radiographs. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (accepted Nov 2, 2023)*.
- Ram, P., & Sinha, K. (2019). Revisiting Kd-Tree for Nearest Neighbor Search. *Kdd '19*, 1378–1388. doi:10.1145/3292500.3330875
- Reginster, J. Y., & Burlet, N. (2006). Osteoporosis: a still increasing prevalence. *Bone*, 38(2 Suppl 1), S4-9. doi:10.1016/j.bone.2005.11.024
- Riggs, B. L., Wahner, H. W., Dunn, W. L., Mazess, R. B., Offord, K. P., & Melton, L. J., 3rd. (1981). Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis. *J Clin Invest*, 67(2), 328-335. doi:10.1172/JCI110039
- Ronckers, C. M., Land, C. E., Miller, J. S., Stovall, M., Lonstein, J. E., & Doody, M. M. (2010). Cancer mortality among women frequently exposed to radiographic examinations for spinal disorders. *Radiat Res*, 174(1), 83-90. doi:10.1667/RR2022.1
- Ruess, M., Tal, D., Trabelsi, N., Yosibash, Z., & Rank, E. (2012). The finite cell method for bone simulations: verification and validation. *Biomech Model Mechanobiol*, 11(3-4), 425-437. doi:10.1007/s10237-011-0322-2
- Santos, E. R., Sembrano, J. N., Mueller, B., & Polly, D. W. (2011). Optimizing iliac screw fixation: a biomechanical study on screw length, trajectory, and diameter. *J Neurosurg Spine*, 14(2), 219-225. doi:10.3171/2010.9.SPINE10254
- Sapin-de Brosses, E., Briot, K., Kolta, S., Skalli, W., Roux, C., & Mitton, D. (2010). Subject-specific mechanical properties of vertebral cancellous bone assessed using a low-dose X-ray device. *Irbm*, 31(3), 148-153. doi:https://doi.org/10.1016/j.irbm.2010.02.014
- Schileo, E., Dall'ara, E., Taddei, F., Malandrino, A., Schotkamp, T., Baleani, M., & Viceconti, M. (2008). An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *J Biomech*, 41(11), 2483-2491. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.017
- Shen, F., Kim, H.-J., Kang, K.-T., & Yeom, J. S. (2019). Comparison of the Pullout Strength of Pedicle Screws According to the Thread Design for Various Degrees of Bone Quality. *Appl. Sci.*, 9(1525). doi:https://doi.org/10.3390/app9081525

- Shen, F. H., Mason, J. R., Shimer, A. L., & Arlet, V. M. (2013). Pelvic fixation for adult scoliosis. *Eur Spine J*, 22 Suppl 2, S265-275. doi:10.1007/s00586-012-2525-3
- Shin, J. K., Lim, B. Y., Goh, T. S., Son, S. M., Kim, H. S., Lee, J. S., & Lee, C. S. (2018). Effect of the screw type (S2-alar-iliac and iliac), screw length, and screw head angle on the risk of screw and adjacent bone failures after a spinopelvic fixation technique: A finite element analysis. *PLoS One*, 13(8), e0201801. doi:10.1371/journal.pone.0201801
- Silva, M. J., Keaveny, T. M., & Hayes, W. C. (1998). Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *J Orthop Res*, 16(3), 300-308. doi:10.1002/jor.1100160305
- Smith, J. S., Singh, M., Klineberg, E., Shaffrey, C. I., Lafage, V., Schwab, F. J., . . . International Spine Study, G. (2014). Surgical treatment of pathological loss of lumbar lordosis (flatback) in patients with normal sagittal vertical axis achieves similar clinical improvement as surgical treatment of elevated sagittal vertical axis: clinical article. *J Neurosurg Spine*, 21(2), 160-170. doi:10.3171/2014.3.SPINE13580
- Sohn, S., Park, T. H., Chung, C. K., Kim, Y. J., Jang, J. W., Han, I. B., & Lee, S. J. (2018). Biomechanical characterization of three iliac screw fixation techniques: A finite element study. *J Clin Neurosci*, 52, 109-114. doi:10.1016/j.jocn.2018.03.002
- Solorzano Barrera, C., Villemure, I., & Aubin, C. E. (2023). A Novel Methodology to Estimate Bone Mechanical Properties Using Dual-Energy Imaging to Improve Pedicle Screw Fixation. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 23(3), 316-327. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/37654217>
- Tateen, A., Bogert, J., Koller, H., & Hempfing, A. (2018). [Complications of the lumbosacral junction in adult deformity surgery : Indications and technique for posterior and anterior revision surgery]. *Orthopade*, 47(4), 320-329. doi:10.1007/s00132-018-3534-7
- Tavares Junior, M. C. M., de Souza, J. P. V., Araujo, T. P. F., Marcon, R. M., Cristante, A. F., de Barros Filho, T. E. P., & Letaif, O. B. (2019). Comparative tomographic study of the S2-alar-iliac screw versus the iliac screw. *Eur Spine J*, 28(4), 855-862. doi:10.1007/s00586-018-5806-7
- Telfer, S., Brunnquell, C. L., Allen, J. D., Linnau, K. F., Zamora, D., & Kleweno, C. P. (2021). The effect of age and sex on pelvic bone density measured opportunistically in clinical CT scans. *J Orthop Res*, 39(3), 485-492. doi:10.1002/jor.24792
- Thomas, K., Wong, K. H., Steelman, S. C., & Rodriguez, A. (2019). Surgical Risk Assessment and Prevention in Elderly Spinal Deformity Patients. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*, 10, 2151459319851681. doi:10.1177/2151459319851681
- Tsuchiya, K., Bridwell, K. H., Kuklo, T. R., Lenke, L. G., & Baldus, C. (2006). Minimum 5-year analysis of L5-S1 fusion using sacropelvic fixation (bilateral S1 and iliac screws) for spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(3), 303-308. doi:10.1097/01.brs.0000197193.81296.f1
- Ullrich, P. (2011). Degenerative Spondylolisthesis. Retrieved from <https://www.spine-health.com/conditions/spondylolisthesis/degenerative-spondylolisthesis>

- Vaananen, S. P., Grassi, L., Flivik, G., Jurvelin, J. S., & Isaksson, H. (2015). Generation of 3D shape, density, cortical thickness and finite element mesh of proximal femur from a DXA image. *Med Image Anal*, 24(1), 125-134. doi:10.1016/j.media.2015.06.001
- Wang, Z., Boubez, G., Shedid, D., Yuh, S. J., & Sebaaly, A. (2018). Is S1 Alar Iliac Screw a Feasible Option for Lumbosacral Fixation?: A Technical Note. *Asian Spine J*, 12(4), 749-753. doi:10.31616/asj.2018.12.4.749
- Wu, A. M., Chi, Y. L., Ni, W. F., & Huang, Y. X. (2016). The feasibility and radiological features of sacral alar iliac fixation in an adult population: a 3D imaging study. *PeerJ*, 4, e1587. doi:10.7717/peerj.1587
- Xu, F., Zhou, S., Zou, D., Li, W., Sun, Z., & Jiang, S. (2022). The relationship between S1 screw loosening and postoperative outcome in patients with degenerative lumbar scoliosis. *BMC Musculoskelet Disord*, 23(1), 186. doi:10.1186/s12891-022-05107-0
- Yang, H., Pan, A., Hai, Y., Cheng, F., Ding, H., & Liu, Y. (2023). Biomechanical evaluation of multiple pelvic screws and multirod construct for the augmentation of lumbosacral junction in long spinal fusion surgery. *Front Bioeng Biotechnol*, 11, 1148342. doi:10.3389/fbioe.2023.1148342
- Yilmaz, E., Abdul-Jabbar, A., Tawfik, T., Iwanaga, J., Schmidt, C. K., Chapman, J., . . . Oskouian, R. J. (2018). S2 Alar-Iliac Screw Insertion: Technical Note with Pictorial Guide. *World Neurosurg*, 113, e296-e301. doi:10.1016/j.wneu.2018.02.009
- Yorke, A. A., McDonald, G. C., Solis, D., & Guerrero, T. (2019). Pelvic Reference Data. In: The Cancer Imaging Archive.
- Zanirato, A., Damilano, M., Formica, M., Piazzolla, A., Lovi, A., Villafane, J. H., & Berjano, P. (2018). Complications in adult spine deformity surgery: a systematic review of the recent literature with reporting of aggregated incidences. *Eur Spine J*, 27(9), 2272-2284. doi:10.1007/s00586-018-5535-y
- Zhang, H. Y., Thongtrangan, I., Balabhadra, R. S., Murovic, J. A., & Kim, D. H. (2003). Surgical techniques for total sacrectomy and spinopelvic reconstruction. *Neurosurg Focus*, 15(2), E5. doi:10.3171/foc.2003.15.2.5
- Zhang, W., Cheng, Y., Diarra, M. D., Chen, E., Hou, W., Xin, Z., . . . Li, W. (2023). Finite element analysis of sacral-alar-iliac screw fixation for sacroiliac joint dislocation. *J Orthop Res*, 41(8), 1821-1830. doi:10.1002/jor.25525
- Zheng, Z. M., Zhang, K. B., Zhang, J. F., Yu, B. S., Liu, H., & Zhuang, X. M. (2009). The effect of screw length and bone cement augmentation on the fixation strength of iliac screws: a biomechanical study. *J Spinal Disord Tech*, 22(8), 545-550. doi:10.1097/BSD.0b013e3181929e0c

ANNEXE

Dans le CHAPITRE 4, l'objectif était de démontrer la faisabilité de l'approche proposée. Cependant, une fois la faisabilité confirmée, une validation a été réalisée afin de garantir la crédibilité de l'approche pour les études réalisées dans le cadre de ce projet de maîtrise. Cette validation a été réalisée en utilisant un nombre d'échantillons déterminé par une analyse de puissance. Pour considérer les simulations comme significativement différentes de la référence, les critères comme étant supérieurs à un écart-type par rapport à la moyenne ont été fixés, ce qui donne une taille d'effet (d) de 1. Avec $\alpha = 0.05$ et $\beta = 0.2$, la taille d'échantillon calculée (n) est la suivante :

$$n = \frac{(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2}{d^2} = \frac{(1.96 + 0.84)^2}{1^2} = 7.84$$

La taille d'échantillon nécessaire est donc de 8. Pour la réalisation des simulations d'essai d'extraction et la comparaison des résultats avec les essais expérimentaux d'Oberkircher et al. (2021), quatre bassins ont été sélectionnés, soit 8 os iliaques féminins provenant du TCIA.

Afin d'assurer l'équivalence entre les bassins de la base de données TCIA et ceux utilisés dans les essais expérimentaux, une approche méthodologique a été mise en place. Étant donné l'absence d'informations sur l'âge des bassins dans la base de données TCIA, ainsi que l'absence de données de densité osseuse radiographique (valeurs de HU) pour les bassins de l'étude expérimentale, une étape préliminaire consistait à déterminer les valeurs approximatives de HU correspondant aux âges des bassins concernés. À cet effet, nous nous sommes référés à l'étude d'Inagaki et al. (2022), dans laquelle des valeurs de HU sont associées à l'âge des bassins.

Tableau A.1 Comparaison des âges des bassins dans l'étude radiographique (Inagaki et al., 2022) et l'étude expérimentale (Oberkircher et al., 2021).

	Inagaki et al. (2022)	Oberkircher et al. (2021)
Age (ans)	78 ± 6	81 ± 9
Nombre de bassins	88	15
Valeur-p	0,0551	

Les résultats du Tableau A.1 confirment que les bassins issus de ces deux sources présentent des âges similaires ($p > 0,05$). Ces résultats nous permettent d'obtenir les valeurs cibles de HU

nécessaires pour évaluer la pertinence des bassins de la base de données TCIA en vue de leur utilisation dans notre étude. Par la suite, la densité osseuse mesurée en valeurs HU des patientes sélectionnées du TCIA a été comparée avec celles de l'étude d'Inagaki et al. (2022) pour divers sites anatomiques dans et autour du bassin, et cette comparaison est synthétisée dans le Tableau A.2.

Tableau A.2 Comparaison de la densité osseuse mesurée par tomodensitométrie entre les patientes utilisées dans notre étude et celles de l'étude menée par Inagaki et al. (2022).

Site anatomique	Densité osseuse de notre étude (HU)	Densité osseuse de l'étude d'Inagaki et al. (2022) (HU)	Valeur-p
corps de l'os iliaque au niveau S2	122±52	92±31	0,0729
L3	101±24	76±24	0,0478
Tubérosité ischiatique	131±26	95±31	0,0243
Toit pelvien	151±26	118±50	0,1959
Paroi antérieure	50±50	26±28	0,1050
Paroi postérieure	123±88	76±36	0,0103
Os pubien	64±17	32±29	0,0330

Dans l'ensemble, la qualité osseuse des patientes sélectionnées est légèrement supérieure, avec des valeurs HU légèrement plus élevées. Enfin, les simulations ont été effectuées et les résultats des simulations ont été comparés aux résultats expérimentaux, comme résumé dans le Tableau A.3.

Tableau A.3 Comparaison de la force d'extraction entre l'étude expérimentale (Oberkircher et al., 2021) et les simulations.

	Moyenne (N)	Écart-type (N)
Simulation (n=8)	933,2	180,5
Groupe expérimental 1 (n=10)	592,6	335,1
Groupe expérimental (n=10)	716,2	385,9
Valeur-p (simulation\groupe 1)	0,020	
Valeur-p (simulation\groupe 2)	0,163	

La différence est statistiquement significative par rapport au groupe ayant la force d'extraction moyenne la plus faible, alors qu'elle n'est pas statistiquement significative par rapport au groupe

ayant la force d'extraction moyenne la plus élevée. Cette observation est prévisible étant donné que la densité osseuse des bassins de notre étude est légèrement plus élevée que celle observée dans le bassin des essais expérimentaux.