

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Étude biomécanique de la jonction sacro-iliaque par approche hybride
numérique et expérimentale**

ROXANNE DUBÉ-CYR

Institut de génie biomédical

Polytechnique Montréal

et

École doctorale des sciences du mouvement humain

Aix-Marseille Université

Thèse en cotutelle présentée en vue de l'obtention du diplôme de *Philosophiæ Doctor*

Génie biomédical

Novembre 2020

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Cette thèse intitulée :

Étude biomécanique de la jonction sacro-iliaque par approche hybride numérique et expérimentale

présentée par **Roxanne DUBÉ-CYR**

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

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

L'Hocine YAHIA, président

Carl-Éric AUBIN, membre et directeur de recherche

Pierre-Jean ARNOUX, membre et codirecteur de recherche

Isabelle VILLEMURE, membre et codirectrice de recherche

Mark DRISCOLL, membre

Arnaud DAGAIN, membre

Stéphane FUENTES, membre externe

DÉDICACE

À mes parents, pour m'avoir toujours poussée et encouragée,

Aux gens avec qui j'ai partagé ce bout de chemin, merci.

REMERCIEMENTS

Ce projet doctoral a été réalisé en cotutelle entre Polytechnique Montréal et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) de Marseille (UMRT24 Aix-Marseille Université / Université Gustave Eiffel). Le projet s'inscrit dans les travaux de recherche du Laboratoire international – Imagerie et biomécanique du rachis (iLab-Spine) et de la Chaire de recherche industrielle CRSNG/Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale. Je remercie tout d'abord mes directeurs de recherche, Pr. Carl-Éric Aubin, Dr. Pierre-Jean Arnoux et Pr. Isabelle Villemure pour leur encadrement, leur sens critique, leur bienveillance et la confiance qu'ils m'ont accordée. Merci à Jeremy Rawlinson (*Distinguished Scientist; Technical Fellow* chez Medtronic) pour sa contribution toujours pertinente tout au long de mon parcours. Je remercie les membres du jury et rapporteurs pour leur disponibilité et l'intérêt porté à ce projet de recherche.

Je tiens à remercier les personnes qui m'ont apporté une aide indispensable et qui ont contribué à la réalisation de ce projet : Yves Godio-Raboutet, Max Py, Virginie Bascop, Morgane Evin, Pauline Camus et Michel Luciano.

À mes collègues et amis de Polytechnique Montréal et du LBA, merci pour toute l'aide que vous m'avez apportée et pour les beaux moments que nous avons partagés. Un merci particulier aux sages du conseil : Manon Sterba, Viviane Lalande, Hugo Jobidon-Lavergne et Laure Boyer. Vous m'avez fait une place parmi vous et je ne vous en remercierai jamais assez. Merci à Rohan-Jean Bianco pour tous les bons conseils, particulièrement pour ceux sur la planification. Merci à ma *partner de doc* Maeva Lopez Poncelas pour avoir toujours été présente et généreuse de son temps. À Aymeric Guy, merci pour toutes nos longues conversations et nos innombrables fous rires, je n'en retiens que du positif. Un grand merci à Marie-Hélène Beauséjour : pour tous les soupers, les trajets d'autobus, les sorties et les soirées télé, mes séjours à Marseille n'auraient pas été les mêmes sans toi.

J'aimerais remercier mes parents, ma sœur et mes beaux-parents pour leur soutien, leur présence et leurs encouragements. Un merci spécial à Mathieu, qui m'a toujours suivi dans mes aventures et qui a su être un pilier depuis plusieurs années. À ma chère maman, merci d'être toujours là.

Ce travail de recherche a été financé par le Fonds de recherche du Québec - Nature et technologies (FRQNT), le Conseil de recherches en sciences naturelles et génie du Canada (CRSNG), la Chaire de recherche industrielle CRSNG/Medtronic, la fondation A*MIDEX (Aix-Marseille Université Initiative d'Excellence), le Centre de recherche en sciences et technologies biomédicales (GRSTB) et le programme MITACS Globalink.

RÉSUMÉ

La jonction sacro-iliaque (JSI) est une articulation bilatérale du pelvis assurant la transmission de charges entre le haut du corps et les membres inférieurs. Ses particularités structurelles ainsi que les ligaments et muscles l'entourant lui confèrent une grande stabilité. Elle est caractérisée par une faible mobilité combinant des mouvements de rotation et de translation dans le plan sagittal. Il est estimé que la JSI est la source de douleurs de 15 à 30% des patients souffrant de maux au bas du dos. La prévalence peut atteindre 35% chez les patients ayant subi une fusion lombaire. En cas de douleurs chroniques et après l'échec de traitements conservateurs, la fixation de la JSI à l'aide d'implants est envisagée. Celle-ci mène à une diminution significative des douleurs ainsi qu'à une amélioration de la qualité de vie. Les taux de révision sont d'environ 5%, mais peuvent atteindre 30%. Les causes les plus fréquentes sont une douleur persistante, une récurrence des symptômes ou un positionnement d'implants entraînant de la douleur.

À court terme, les implants procurent une stabilisation mécanique de l'articulation permettant un processus d'ostéointégration et menant, à long terme, à une fusion osseuse. Lorsque les implants ne parviennent pas à stabiliser suffisamment la JSI, une pseudarthrose peut se produire et nécessiter une chirurgie de révision. Le chirurgien doit faire plusieurs choix pouvant affecter la stabilité articulaire atteinte: le système d'implants, l'approche chirurgicale, le nombre d'implants, leur positionnement et leurs dimensions. À ce jour, il n'existe pas de consensus sur la configuration d'implants à privilégier pour favoriser une fusion osseuse; les choix chirurgicaux sont empiriques et reposent principalement sur l'expérience du chirurgien. De plus, la densité osseuse, la morphologie pelvienne et la flexibilité ligamentaire peuvent varier considérablement au sein de la population et leur impact sur les résultats de la chirurgie n'est pas connu. La performance des dispositifs de fusion est évaluée en fonction de la réduction des déplacements de l'articulation, mais le niveau de stabilisation nécessaire à la complétion d'une fusion osseuse de la JSI n'est pas établi. Quelques études expérimentales et numériques ont comparé différentes configurations d'implants de fusion en faisant varier le nombre, la trajectoire ou la longueur. La caractérisation de l'effet du nombre d'implants sur la stabilisation de la JSI se limite à quelques comparaisons incomplètes. L'effet du positionnement des implants sur la stabilisation de la JSI est très dépendant de l'approche chirurgicale et du système d'implants utilisés et la majorité des études utilisent une approche latérale avec des implants ayant une section triangulaire. Les

résultats ne sont donc pas directement transposables au système d'implants cylindriques et filetés insérés par approche postérieure, qui sont au cœur de cette thèse.

L'objectif général de ce projet est de caractériser la biomécanique de la JSI, avec et sans implants, et de développer un modèle numérique personnalisable permettant d'étudier les techniques chirurgicales de fusion de la JSI pour répondre à la question de recherche : *Comment maximiser la stabilisation biomécanique de la jonction sacro-iliaque grâce aux choix relatifs aux paramètres d'instrumentation en fonction des paramètres relatifs au patient?* Pour y arriver, une approche hybride combinant la réalisation de campagnes expérimentales cadavériques, et le développement et l'exploitation d'un modèle par éléments finis détaillé du pelvis a été employée.

Un banc d'essais a été développé pour caractériser expérimentalement la biomécanique de la JSI, avec et sans implants de fusion, pour des chargements fonctionnels. Le chargement de compression consistait en une rampe atteignant 500 N, alors que le chargement de flexion-extension consistait en un moment dans le plan sagittal de ± 7.5 Nm combiné à une compression variant de 25 à 175 N. Une première campagne expérimentale, réalisée au Laboratoire de Biomécanique Appliquée (Marseille, France), visait à comparer deux points d'insertion possibles (point proximal et point médial) et à quantifier l'effet du perçage sur la mobilité de la JSI. Sept spécimens (cinq hommes, deux femmes; âge moyen : 79.4 ans) ont été testés dans trois conditions : (1) sans implants, (2) percés et taraudés, et (3) instrumentés avec un implant positionné à un des deux points d'insertion. Des implants cylindriques, filetés, canulés et fenêtrés ayant un diamètre de 12 mm et une longueur de 50 mm ont été utilisés (Rialto™ SI Fusion System (Medtronic, Memphis, TN, É-U)). Sans implants, les déplacements verticaux et angulaires de la JSI étaient de 0.75 mm et 0.85° en compression, et de 0.23 mm et 0.46° en flexion-extension. Les résultats ont montré que l'instrumentation avec un implant réduisait significativement les déplacements verticaux de la JSI en compression ($-17\% \pm 22\%$), et qu'il n'y avait pas de différence significative entre les deux points d'insertion. Ces résultats ont également montré que l'instrumentation avec un seul implant ne permettait pas une diminution significative des déplacements angulaires. Une deuxième campagne expérimentale a permis de caractériser l'effet du nombre d'implants sur la mobilité de la JSI. Six spécimens (deux hommes, quatre femmes; âge moyen : 86.5 ans) ont été testés sans implants puis instrumentés progressivement avec jusqu'à trois implants, en compression (implants Rialto™; diamètre de 12 mm; longueur de

60 mm). Comme pour la première campagne, la configuration à un implant a permis une diminution significative des déplacements verticaux seulement ($-24\% \pm 15\%$). En comparaison avec la configuration à un implant, la configuration à deux implants a permis une diminution significative additionnelle des déplacements verticaux ($-10\% \pm 7\%$) et angulaires ($-19\% \pm 15\%$). Finalement, il n'y avait pas de différence significative entre les configurations à deux et trois implants pour les déplacements verticaux et angulaires. Ces résultats ont permis de montrer que la configuration à deux implants était à privilégier puisque l'ajout d'un troisième implant ne contribuait pas à stabiliser davantage la JSI.

Un modèle par éléments finis existant du pelvis, le Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), a été utilisé pour étudier davantage les paramètres d'instrumentation en faisant varier de façon contrôlée certaines caractéristiques associées au patient, telles que la flexibilité des tissus mous, la densité osseuse et la géométrie pelvienne. En suivant le standard V&V40, des étapes de vérification, quantification des incertitudes et validation ont été réalisées. Le niveau de validation du modèle a été défini en fonction de son contexte d'utilisation, c'est-à-dire comme outil permettant de comparer des techniques chirurgicales de fusion de la JSI en fonction de la réduction de mobilité, complémentaire aux essais expérimentaux. Des études de convergence sur le maillage et sur la durée de chargement, ainsi que des études de sensibilité sur les propriétés mécaniques des tissus mous et sur le positionnement du modèle dans le plan sagittal ont été réalisées. Une comparaison entre les réponses des simulations numériques et les résultats expérimentaux de la deuxième campagne expérimentale a permis d'établir la crédibilité du modèle.

Un algorithme de krigeage existant a été adapté pour le pelvis, permettant de modifier la géométrie de référence vers une géométrie souhaitée à partir d'images de CT-scan et de points de contrôle. Pour étudier l'effet des angles pelviens sur la biomécanique de la JSI, 20 modèles ayant des géométries pelviennes distinctes ont été générés à partir des CT-scans de spécimens cadavériques. Les modèles ont été testés sans instrumentation sous un chargement de compression de 500 N. Une grande variation de mobilité a été observée pour les différentes géométries pelviennes : les déplacements verticaux ont varié de 0.86 mm à 1.73 mm, alors que les déplacements angulaires ont varié de 1.33° à 3.51° . Les résultats n'ont pas montré de

corrélation entre la mobilité de la JSI (déplacements verticaux et angulaires) et les angles pelviens (incidence pelvienne et pente sacrée).

L'effet des points d'insertion sur la fixation de la JSI a été étudié davantage numériquement. Six configurations ont été simulées pour les différentes combinaisons des trois points d'insertion (point proximal, point médial, point caudal). Des chargements de compression (500 N) et de compression combinée à des moments de flexion-extension (500 N +/- 7.5 Nm) ont été appliqués au plateau sacré. Deux jeux de propriétés des tissus mous ont été utilisés pour simuler deux différentes flexibilités. Les résultats ont montré que le point d'insertion permettant la meilleure réduction de mobilité de la JSI était le point caudal, suivi du point proximal. Cela suggère que, pour maximiser la stabilisation de la JSI, les points d'insertion devraient être éloignés l'un de l'autre, et éloignés du centre de rotation de la JSI. Ces tendances n'étaient pas influencées par le niveau de flexibilité des tissus mous du modèle.

Une dernière étude numérique a permis d'évaluer l'effet du nombre d'implants et l'influence des caractéristiques du patient sur la réduction de mobilité de la JSI pour des chargements de compression, et de compression combinée à des moments de flexion-extension. Trois géométries pelviennes et deux densités osseuses ont été utilisées pour vérifier leur impact sur la performance des implants. Les différents modèles ont été instrumentés progressivement jusqu'à trois implants. La réduction de mobilité pour la configuration à un implant variait de 3 à 21% pour les déplacements verticaux, et de 15 à 47% pour les déplacements angulaires. Pour la configuration à deux implants, la réduction de déplacements verticaux et angulaires variait de 12 à 41%, et de 28 à 61%, respectivement. Finalement, la configuration à trois implants a permis une stabilisation des déplacements verticaux et angulaires similaires à celle à deux implants, avec des réductions de 14 à 42%, et de 32 à 63%, respectivement. Les résultats ont également permis d'établir que les caractéristiques du patient influencent la performance des implants et devraient être pris en compte lors de la planification chirurgicale. D'abord, la géométrie pelvienne a eu un impact sur les tendances observées, particulièrement sur l'apport du troisième implant à la stabilisation de l'articulation. De plus, une diminution de la densité osseuse a diminué la performance des implants d'une moyenne de 7%, en plus d'augmenter les contraintes dans l'os. L'analyse des résultats suggère que les configurations à deux implants sont à privilégier car elles permettent une stabilisation biomécanique adéquate de la JSI en limitant le nombre d'implants à insérer.

Toutefois, l'analyse des contraintes dans l'os montre que, pour un patient ayant une densité osseuse faible, une configuration à trois implants est à privilégier puisqu'elle permet de réduire la concentration des contraintes, et pourrait ainsi réduire les risques d'endommagement de l'os.

Dans le cadre de ce projet doctoral, une approche hybride combinant des essais cadavériques et l'exploitation d'un modèle par éléments finis détaillé du pelvis a été utilisée pour étudier les dispositifs de fusion de la JSI. Les connaissances développées ont permis d'adresser la question de recherche et d'émettre des recommandations cliniques permettant de rationaliser les choix chirurgicaux. Pour maximiser la stabilisation de la JSI, deux implants sont suffisants, et ceux-ci devraient être éloignés l'un de l'autre. Pour un patient ayant une faible densité osseuse, une instrumentation à trois implants serait à privilégier pour diminuer les contraintes dans l'os. À long terme, le modèle pourrait être amélioré en ajoutant les structures avoisinantes et en tenant compte des variations locales de densité osseuse de l'os trabéculaire. De plus, le modèle pourrait être adapté pour servir d'outil de planification chirurgicale personnalisée, prenant en compte la géométrie du pelvis et la densité osseuse spécifiques du patient.

ABSTRACT

The sacroiliac joint (SIJ) is a bilateral articulation of the pelvis that ensures the transmission of loads between the upper body and the lower limbs. Its structural features as well as the surrounding ligaments and muscles give it great stability. It is characterized by a low mobility combining rotational and translational movements in the sagittal plane. It is estimated that the SIJ is the source of low back pain in 15-30% of patients. The prevalence can reach 35% in patients with lumbar fusion. In case of chronic pain and after failure of conservative treatments, SIJ fixation with implants is considered. It has been shown to lead to a significant reduction in pain as well as an improvement in the quality of life. Revision rates are around 5%, but can reach 30%. The most common causes are persistent pain, recurrence of symptoms, or painful implant placement.

In the short term, the implants provide mechanical stabilization of the joint allowing the osseointegration process to take place and leading, in the long term, to bone fusion. When implants fail to stabilize the SIJ sufficiently, nonunion may occur and require revision surgery. The surgeon must make several choices that may affect the joint stability achieved: the implant system, the surgical approach, the number of implants, their positioning and their dimensions. To date, there is no consensus on the preferred implant configuration to promote bone fusion; surgical choices are empirical and are based primarily on the experience of the surgeon. Additionally, bone density, pelvic morphology, and ligament flexibility can vary widely across the population and their impact on surgical outcomes is unknown. The performance of fusion devices is evaluated based on the reduction in articular displacements, but the level of stabilization required for the completion of a bone fusion in SIJ is not established. Some experimental and numerical studies have compared different implant configurations by varying the number, the trajectory or the length. The characterization of the effect of implant number on the stabilization of SIJ is limited to a few incomplete comparisons. The effect of implant placement on SIJ stabilization is very dependent on the surgical approach and implant system used and the majority of studies use a lateral approach with implants that have a triangular section. The results are therefore not directly transposable to a fusion system of cylindrical and threaded implants inserted by posterior approach, which are at the heart of this thesis.

The general objective of this project is to characterize SIJ biomechanics, with and without implants, and to develop a customizable numerical model to study SIJ fusion surgical strategies to answer the research question: *How to maximize SIJ stability using instrumentation parameters while taking into account patient-related conditions?* To achieve this, a hybrid approach combining experimental cadaveric campaigns, and the development and exploitation of a detailed finite element model of the pelvis was used.

A test bench was developed to experimentally characterize SIJ biomechanics, with and without fusion implants, for functional loadings. The compressive load consisted of a ramp reaching 500 N, while the flexion-extension load consisted of a moment in the sagittal plane of ± 7.5 Nm combined with a compression varying from 25 to 175 N. A first experimental campaign, carried out at the Laboratoire de Biomécanique Appliquée (Marseille, France), aimed to compare two possible insertion points (proximal point and medial point) and to quantify the effect of drilling on SIJ mobility. Seven specimens (five males, two females; mean age: 79.4 years) were tested under three conditions: (1) without an implant, (2) drilled and tapped, and (3) instrumented with an implant positioned at one of the two insertion points. Cylindrical, threaded, cannulated and fenestrated implants with a diameter of 12 mm and a length of 50 mm were used (Rialto™ SI Fusion System (Medtronic, Memphis, TN)). Without implants, the vertical and angular displacements of the SIJ were 0.75 mm and 0.85 ° in compression, and 0.23 mm and 0.46 ° in flexion-extension. The results showed that the instrumentation with one implant significantly reduced the vertical displacements of the SIJ in compression ($-17\% \pm 22\%$), and that there was no significant difference between the two insertion points. These results also showed that the instrumentation with a single implant did not allow a significant reduction in angular displacements. A second experimental campaign allowed to characterize the effect of implant number on SIJ mobility. Six specimens (two men, four women; mean age: 86.5 years) were tested without implants and then gradually instrumented with up to three implants, in compression (Rialto™ implants; diameter of 12 mm; 60 mm length). As for the first campaign, the one-implant configuration allowed a significant reduction in vertical displacements only ($-24\% \pm 15\%$). In comparison with the one-implant configuration, the two-implant configuration allowed an additional significant reduction in vertical ($10\% \pm 7\%$) and angular ($19\% \pm 15\%$) displacements. Finally, there was no significant difference between the two- and three-implant configurations for vertical and angular displacements. These results showed that the

configuration with two implants is preferred since the addition of a third implant did not help to further stabilize the SIJ.

An existing finite element model of the pelvis, the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), was used to further study instrumentation parameters by varying certain characteristics associated with the patient, such as soft tissue flexibility, bone density and pelvic geometry. By following the V&V40 standard guidelines, steps of verification, quantification of uncertainties and validation were carried out. The level of validation of the model was defined according to its context of use as a tool to compare SIJ fusion surgical strategies in terms of mobility reduction, complementary to experimental testing. Convergence studies on the mesh and on the loading time, as well as sensitivity studies on the mechanical properties of the soft tissues and on the positioning of the model in the sagittal plane were carried out. A comparison between the responses of the numerical simulations and the experimental results of the second campaign made it possible to establish the credibility of the model.

An existing kriging algorithm was adapted to the pelvis, allowing the reference geometry to be changed to a desired geometry from CT-scan images and control points. To study the effect of pelvic angles on SIJ biomechanics, 20 models with distinct pelvic geometries were generated from CT-scans of cadaveric specimens. The models were first tested without instrumentation under a 500 N compression load. A large variation in mobility was observed for the different pelvic geometries: the vertical displacements varied from 0.86 mm to 1.73 mm, while the angular displacements varied from 1.33° to 3.51°. The results did not show correlations between the SIJ mobility (vertical and angular displacements) and pelvic angles (pelvic incidence and sacral slope).

The effect of insertion points on SIJ fixation has been studied further numerically. Six configurations were simulated for different combinations of the three insertion points (proximal, medial, caudal). Compressive loads (500 N) and compressive loads combined with flexion-extension moments (500 N +/- 7.5 Nm) were applied to the sacral plate. Two sets of soft tissue properties were used to simulate two different flexibilities. The results showed that the insertion point allowing the best reduction in SIJ mobility was the caudal point, followed by the proximal point. This suggests that, to maximize the stabilization of the SIJ, the insertion points should be

far from each other, and away from the center of rotation of the SIJ. These trends were not influenced by the model's level of soft tissue flexibility.

A final numerical study made it possible to evaluate the effect of implant number and the influence of the patient characteristics on the reduction in SIJ mobility for compressive loads, and for compression loads combined with flexion-extension moments. Three pelvic geometries and two bone densities were used to verify their impact on the implants' performance. The different models were gradually instrumented with up to three implants. The reduction in mobility for the one-implant configuration ranged from 3 to 21% for vertical displacements, and from 15 to 47% for angular displacements. For the two-implant configuration, the reduction in vertical and angular displacements ranged from 12-41%, and 28-61%, respectively. Finally, the three-implant configuration allowed stabilization of vertical and angular displacements similar to that of two implants, with reductions of 14-42%, and 32-63%, respectively. The results established that patient characteristics influence the performance of the implants and should be taken into account during surgical planning. First, pelvic geometry had an impact on the observed trends, particularly on the contribution of the third implant on the joint's stabilization. In addition, a decrease in bone density decreased the performance of implants by an average of 7%, in addition to increasing stress in the bone. Analysis of the results suggests that configurations with two implants are preferred because they allow adequate biomechanical stabilization of the SIJ by limiting the number of implants to be inserted. However, the analysis of the stresses in the bone shows that, for a patient with a low bone density, a configuration with three implants is preferred since it makes it possible to reduce stress concentrations, and could thus reduce the risks of bone damage.

In this doctoral project, a hybrid approach combining cadaveric campaigns and the exploitation of a detailed finite element model of the pelvis was used to study SIJ fusion devices. The knowledge developed has made it possible to address the research question and issue clinical recommendations to rationalize surgical choices. To maximize stabilization of the SIJ, two implants are sufficient, and they should be placed far apart. For a patient with low bone density, instrumentation with three implants would be preferred to reduce the stresses in the bone. In the long term, the model could be improved by adding surrounding structures and taking into account local variations in the bone density of trabecular bone. Additionally, the model could be adapted

to serve as a personalized surgical planning tool, taking into account the patient's specific pelvic geometry and bone density.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT	XI
TABLE DES MATIÈRES	XVI
LISTE DES TABLEAUX.....	XXI
LISTE DES FIGURES.....	XXIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXVIII
LISTE DES ANNEXES.....	XXIX
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du bassin.....	4
2.1.1 Os du pelvis.....	4
2.1.2 Jonction sacro-iliaque.....	5
2.1.3 Ligaments du bassin.....	7
2.2 Biomécanique de la jonction sacro-iliaque	9
2.2.1 Mécanismes de stabilité	9
2.2.2 Mouvements de la JSI	11
2.2.3 Propriétés mécaniques de la jonction sacro-iliaque	17
2.3 Pathologies de la jonction sacro-iliaque.....	19
2.3.1 Épidémiologie	19
2.3.2 Symptômes, causes et méthodes de diagnostic	19
2.3.3 Traitements.....	22

2.3.4	Biomécanique de l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque	29
2.4	Modèles éléments finis du pelvis et de la jonction sacro-iliaque	35
CHAPITRE 3	RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	41
3.1	Question et hypothèses de recherche	42
3.2	Objectifs	43
3.3	Organisation de la thèse	44
CHAPITRE 4	ARTICLE 1: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF TWO INSERTION SITES FOR THE FIXATION OF THE SACROILIAC JOINT VIA OBLIQUE LATERAL APPROACH.....	46
4.1	Abstract	47
4.2	Introduction	47
4.3	Methods.....	50
4.3.1	Specimen preparation.....	50
4.3.2	Test procedure	50
4.3.3	Data measurement and analysis	51
4.3.4	Statistical analysis	52
4.4	Results	52
4.5	Discussion	53
4.6	Conclusions	56
4.7	References	57
4.8	Tables	61
4.9	Figures.....	63
CHAPITRE 5	ARTICLE 2: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE NUMBER OF IMPLANTS FOR SACROILIAC JOINT FIXATION	67
5.1	Abstract	68

5.2	Introduction	69
5.3	Material and methods	70
5.3.1	Specimen preparation	70
5.3.2	Test procedure	71
5.3.3	Data measurement and analysis	71
5.3.4	Statistical analysis	72
5.4	Results	72
5.5	Discussion	73
5.6	References	75
5.7	Tables	79
5.8	Figures	80
CHAPITRE 6	DÉVELOPPEMENT DU MODÈLE	83
6.1	Introduction	83
6.2	Spine Model for Safety and Surgery (SM2S)	83
6.3	Définition du contexte d'utilisation et du niveau de risque	86
6.4	Étude de convergence de maillage	88
6.5	Étude de convergence de la durée de chargement	89
6.6	Étude de sensibilité des tissus mous	90
6.7	Étude de sensibilité sur la flexibilité du modèle	96
6.8	Validation du modèle	98
6.9	Algorithme de krigeage	102
6.10	Étude de sensibilité du positionnement du modèle dans le plan sagittal	104
6.11	Conclusion	106
CHAPITRE 7	EFFET DE LA MORPHOLOGIE PELVIENNE SUR LA MOBILITÉ DE LA JONCTION SACRO-ILIAQUE	107

7.1	Introduction	107
7.2	Matériel et Méthodes.....	107
7.2.1	Simulation	107
7.2.2	Analyse.....	108
7.3	Résultats	108
CHAPITRE 8 COMPARAISON DE TROIS POINTS D'INSERTION : ANALYSE DE LA STABILISATION DE LA JONCTION SACRO-ILIAQUE ET DES CONTRAINTES DANS L'OS EN PÉRIPHÉRIE DES IMPLANTS		112
8.1	Introduction	112
8.2	Matériels et Méthodes	112
8.3	Résultats	116
CHAPITRE 9 ARTICLE 3: INSTRUMENTATION OF THE SACROILIAC JOINT WITH CYLINDRICAL THREADED IMPLANTS: A DETAILED FINITE ELEMENT STUDY OF PATIENT CHARACTERISTICS AFFECTING FIXATION PERFORMANCE		123
9.1	Abstract	124
9.2	Introduction	124
9.3	Material and methods	126
9.4	Results	129
9.5	Discussion	131
9.6	References	134
9.7	Tables	140
9.8	Figures.....	144
CHAPITRE 10 DISCUSSION GÉNÉRALE		148
10.1	Interprétation des résultats	148
10.1.1	Paramètres pelviens.....	148

10.1.2	Nombre d’implants.....	150
10.1.3	Points d’insertion.....	152
10.2	Discussion méthodologique	153
10.2.1	Protocole expérimental.....	153
10.2.2	Validité du modèle numérique	154
10.3	Recommandations et perspectives	157
CHAPITRE 11	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	161
RÉFÉRENCES.....		164
ANNEXES		178

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Études in-vivo sur la mobilité de la JSI. RSA : radiostéréométrie; Sag. : sagittale; Lat. : latérale; AP. : antéro-postérieure; SI. : supéro-inférieure; ML. : Médio-latérale.	14
Tableau 2.2 Études ex-vivo sur la mobilité de la JSI.	15
Tableau 2.3 Raideurs de la JSI pour différents chargements [54].	18
Tableau 2.4 Modèles par éléments finis du pelvis. Cort : Os cortical; Trab. : Os trabéculaire.	36
Table 4.1 Specimen information.	61
Table 4.2 Relative SIJ displacements of the instrumented side.	62
Table 4.3 Comparison of the RoM change (%) for the insertion points tested (average, and each specimen values).	63
Table 5.1 Specimen details and bone mineral density (BMD)	79
Table 5.2 Sacroiliac joint vertical and angular displacements for the different states.....	80
Tableau 6.1 Propriétés mécaniques des différentes composantes (voir section 6.6).	84
Tableau 6.2 Résultats de l'étude de convergence du maillage.....	88
Tableau 6.3 Résultats de l'étude sur la durée du chargement.	90
Tableau 6.4 Variation des propriétés mécaniques testées (+/- 25%).	91
Tableau 6.5 Résultats de l'étude de sensibilité des tissus mous.....	92
Tableau 6.6 Jeux de propriétés et diminution des modules d'élasticité.	96
Tableau 6.7 Comparaison de l'effet relatif du nombre d'implants pour les essais expérimentaux (écart-type) et les essais numériques.	101
Tableau 6.8 Variation de la mobilité de la JSI en fonction du positionnement du modèle.....	105
Tableau 7.1 Angles pelviens, volume du LIO et déplacements intra-articulaires de la JSI pour les différentes géométries pelviennes. IP : incidence pelvienne; PS : pente sacrée.	109
Tableau 8.1 Plan d'expériences pour la comparaison de points d'insertion. Les niveaux de flexibilité sont définis dans le Tableau 8.2.....	113

Tableau 8.2 Jeux de propriétés des tissus mous utilisés. LIO : Ligament interosseux.	114
Tableau 8.3 Réduction des déplacements de la JSI et volume d'os ayant atteint 75% de la limite élastique.....	121
Table 9.1 Mechanical properties for the cortical and trabecular bones.	140
Table 9.2 Non-instrumented mobility of the SIJ for the pelvic geometries and bone densities. ND: Normal density, LD: low density.	141
Table 9.3 Comparison between the different states and P-values. C: compression, FE: Flexion-extension. * denotes statistical significance ($p < 0.05$).	142
Table 9.4 Outcome comparisons between experimental and FEM results.	143
Table A.1 Normal value in different growth categories (0 to 4 y/o, 4 to 10 y/o and 10 to 18 y/o), in adults and in the whole population.....	196
Table A.2 Shape analysis of the SIJ including area: widths and spline analysis.	197
Table A.3 Pearson correlations between SIJ characteristics and age or PI.....	198

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Os du pelvis et transfert des forces entre le haut du corps et les membres inférieurs. Adapté de Gray, H., 1918 (images libres de droits d’auteur) [22].	4
Figure 2.2 Os iliaque divisé en trois sections : ilium (bleu), pubis (rouge) et ischium (vert). Adapté de Gray, H., 1918 (image libre de droits d’auteur) [22].	5
Figure 2.3 Surfaces auriculaires du sacrum et de l’iliaque. Adapté de Gray, H., 1918 (images libres de droits d’auteur) [22].	6
Figure 2.4 Ligaments de la JSI. Lig. : Ligament; SI : Sacro-iliaque; Post. : Postérieur. Adapté de Gray, H., 1918 (images libres de droits d’auteur) [22].	7
Figure 2.5 Coupe coronale de la JSI. Adapté de Gray, H., 1918 (image libre de droits d’auteur) [22].	8
Figure 2.6 Schéma simplifié des mécanismes de <i>form-</i> et <i>force-closure</i> du bassin.	9
Figure 2.7 Mécanismes de <i>form-closure</i> de la JSI : (a) Courbure hélicoïdale des surfaces auriculaires (Extrait de Dijkstra (1989), adapté avec permission) [27], (b) configuration autobloquante du pelvis (adapté de Gray, H., 1918, image libre de droits d’auteur) [22] et (c) crêtes et creux des surfaces auriculaires.	10
Figure 2.8 Nutation du sacrum [1].	12
Figure 2.9 Théories sur la biomécanique de la JSI. Théories de Farabeuf (a), Bonnaire (b), et Weisl (c et d). Extrait de Kapandji (2007), reproduit avec permission [30].	13
Figure 2.10 Angles pelviens : incidence pelvienne (IP), inclinaison pelvienne (PT) et pente sacrée (PS). Extrait de Le Huec (2011), reproduit avec permission [53].	17
Figure 2.11 Algorithme de diagnostic et de traitement des douleurs de la JSI. Extrait de Dall (2015), reproduit avec permission [67].	24
Figure 2.12 Fusion de la JSI par approche ouverte postérieure médiane. (a) Vue antéropostérieure (b) Vue axiale. Extrait de Dall (2015), adapté avec permission [85].	26
Figure 2.13 Fusion de la JSI par approche ouverte postérieure latérale. Extrait de Moore (2015), adapté avec permission [86].	27

Figure 2.14 Fusion de la JSI minimalement invasive (a) Représentation de l'approche chirurgicale directe latérale (b) Radiographie antéropostérieure d'une instrumentation d'implants iFuse™ insérés par approche directe latérale. Extrait de Cummings (2013), reproduit avec permission [90].	28
Figure 2.15 Fusion de la JSI minimalement invasive (a) Représentation de l'approche chirurgicale postérieure oblique. (b) Radiographie axiale d'une instrumentation d'implants Rialto™ insérés par approche postérieure oblique. Extrait de Beck (2015), reproduit avec permission [92].	29
Figure 2.16 Différents types d'implants. (a) iFuse™, (b) iFuse-3D (Extrait de Patel (2019), reproduit avec permission) [95], (c) SIMmetry® (Extrait de Beaubien (2015), adapté avec permission) [97], (d) Rialto™.	30
Figure 2.17 Techniques d'insertion d'implants iFuse™. Extrait de Soriano-Baron (2015), reproduit avec permission [18].	32
Figure 2.18 Instrumentations du bassin : (a) Vis S2AI et (b) vis iliaques. Extrait de Kashlan (2017), reproduit avec permission [122].	39
Figure 3.1 Organisation des chapitres et des études de la thèse. AS : Article scientifique	45
Figure 4.1 Experimental set-up: A) Double-leg stance model and B) camera position.	63
Figure 4.2 Insertion points tested and implant trajectory – Posteroanterior view.	64
Figure 4.3 Experimental devices for A) compression and B) flexion-extension loads (combined with compression).	65
Figure 4.4 Representation of the selected points for the measurement of SIJ relative A) vertical displacements (VD) and B) angular displacements (AD). C) Side view of the sacrum for the measurement of AD. For visualization purposes only.	66
Figure 5.1 Experimental set-up.	80
Figure 5.2 Insertion points used and order.	81
Figure 5.3 Relative SIJ displacements for the different configurations. Bars indicate statistically significant differences ($p < 0.05$).	82

Figure 6.1 Modèle SM2S du pelvis original.	85
Figure 6.2 Modèle SM2S du pelvis actuel.	85
Figure 6.3 Technique d'instrumentation initiale [113] et technique actuelle.	86
Figure 6.4 Évaluation du risque du modèle.....	87
Figure 6.5 Déplacements verticaux normalisés en fonction des propriétés mécaniques.	93
Figure 6.6 Déplacements angulaires normalisés en fonction des propriétés mécaniques.....	93
Figure 6.7 Réduction des déplacements verticaux de la JSI (vs. non-instrumenté) en fonction des différents jeux de propriétés mécaniques pour une instrumentation avec un implant médial et proximal.	94
Figure 6.8 Réduction des déplacements angulaires de la JSI (vs. non-instrumenté) en fonction des différents jeux de propriétés mécaniques pour une instrumentation avec un implant médial et proximal.	95
Figure 6.9 Réduction des déplacements verticaux (vs. non-instrumenté) en fonction de la flexibilité du modèle.....	97
Figure 6.10 Réduction des déplacements angulaires (vs. non-instrumenté) en fonction de la flexibilité du modèle.....	98
Figure 6.11 Comparaison de la réduction des déplacements verticaux en fonction du nombre d'implants pour les essais expérimentaux et les essais numériques. Les barres d'erreur représentent les écarts-types.....	99
Figure 6.12 Comparaison de la réduction des déplacements angulaires en fonction du nombre d'implants pour les essais expérimentaux et les essais numériques. Les barres d'erreur représentent les écarts-types.....	100
Figure 6.13 Positionnement des 33 marqueurs initiaux.	103
Figure 6.14 Positionnement des 24 marqueurs finaux.	104
Figure 6.15 Position neutre du modèle et variations testées.	105
Figure 7.1 Corrélation des déplacements verticaux avec l'incidence pelvienne et la pente sacrée.	110

Figure 7.2 Corrélation des déplacements angulaires avec l'incidence pelvienne et la pente sacrée.	110
Figure 7.3 Corrélation des déplacements verticaux et angulaires avec le volume du ligament interosseux.....	111
Figure 8.1 Fonction de chargement de compression.....	115
Figure 8.2 Fonction de chargement de flexion-extension.	115
Figure 8.3 Réduction des déplacements verticaux pour les différentes configurations testées par rapport à l'état non-instrumenté.	117
Figure 8.4 Réduction des déplacements angulaires pour les différentes configurations testées par rapport à l'état non-instrumenté.	118
Figure 8.5 Diagramme de Pareto des déplacements verticaux.....	119
Figure 8.6 Diagramme de Pareto des déplacements angulaires.	119
Figure 8.7 Configuration à un implant en flexion-extension pour un site d'insertion: (A) Caudal, (B), Médial (C) Proximal.	122
Figure 8.8 Configurations à deux implants en compression pour des insertions: (A) Caudal- Médial, (B) Caudal-Proximal, (C) Médial-Proximal.	122
Figure 9.1 Front and cross-sectional views of the three geometries used. Control points (red dots) used for kriging are shown on the Model #1. An additional control point is located on the posterior inferior iliac spine (not shown).	144
Figure 9.2 Insertion points used and order.	145
Figure 9.3 Reduction of vertical displacements with respect to the non-instrumented state.	145
Figure 9.4 Reduction of angular displacements with respect to the non-instrumented state.	146
Figure 9.5 Local section showing the stress distribution around the implant for Model #1 with the normal bone density (ND), in compression. Arrows show areas with high stress concentration.	146
Figure 9.6 Local section showing the Von Mises stress around the caudal implant with one to three implants (from left to right) for Model #2 with the low density (LD), in compression.	

Arrows show areas where stress concentration decreased when the number of implants was increased.....	146
Figure 9.7 Position of the SIJ fusion implants in the sacrum (top) and ilium (bottom) for the three models. Arrows show the superior cortical purchase of Model #2 for the third implant.....	147
Figure A.1 Illustration of the hypothesis: orientation of the SIJ is changing during growth and is correlated to the pelvic incidence's evolution.	199
Figure A.2 Sacroiliac joint angular analysis: (Left) SIJ selections; (Middle) central plane in dark gray (based on landmarks on sacroiliac crests, pubis, and ischium), sacrum plate fitted plane in light gray and pelvic incidence plane in transparent light green (based on midpoint of sacrum plate and centers of femoral heads); (Right) fitted plane on sacral SIJ on a young subject (2.4 y/o, girl).	200
Figure A.3 Illustration of the different joint surfaces of the SIJ analyzed in our study.	201
Figure A.4 Morphologic analysis of the SIJ: (Left) widths defined on each sacral and iliac SIJ, (Right) landmarks definition.	201
Figure A.5 Sacroiliac joint correlations with age and pelvis incidence (PI) according with age groups. A) Synovial Sacrum surface angle (SASP) correlation with age. B) Synovial Iliac surface angle (SAIP) correlation with age. C) Total sacrum surface angle (SAST) correlation with PI and D) Left total sacrum surface angle (SASTL) correlation with PI.	202
Figure A.6 Schematic relationship between spine parameters according to [36] and with the SIJ addition.....	203

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AD	Angular displacements
ASIS	Anterior superior iliac spine
FE	Flexion-extension
FEM	Finite element model
IP	Incidence pelvienne
IOL	Interosseous ligament
JSI	Jonction sacro-iliaque
LIO	Ligament interosseux
MÉF	Modèle éléments finis
PI	Pelvic incidence
PS	Pente sacrée
PSIS	Posterior superior iliac spine
ROM	Range of motion
SIJ	Sacroiliac joint
SM2S	Spine Model for Safety and Surgery
SS	Sacral slope
S2AI	S2-alar-iliac
VD	Vertical displacements

LISTE DES ANNEXES

Annexe A - Article 4: Sacroiliac joint morphologic changes from infancy to adulthood	178
--	-----

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La jonction sacro-iliaque (JSI) est une articulation du pelvis supportant les forces et absorbant les impacts entre le haut du corps et les membres inférieurs [1]. Cette articulation possède à la fois les caractéristiques d'une diarthrose (mobile) dans sa partie ventrale et d'une synarthrose (ossifiée) dans sa partie dorsale [2]. Ses particularités structurelles ainsi que les ligaments et muscles l'entourant lui confèrent une grande stabilité. Elle est caractérisée par une faible mobilité combinant des mouvements de rotation et de translation dans le plan sagittal. La JSI est une source importante de douleurs au bas du dos, avec une prévalence évaluée entre 15 et 30% [3], et pouvant atteindre 35% chez les patients ayant subi une fusion lombaire [4].

Divers traitements existent pour stabiliser la JSI et réduire l'inflammation présente au sein de l'articulation (e.g. ceinture pelvienne, physiothérapie, médication anti-inflammatoire non stéroïdien, injections). Lorsque ces traitements s'avèrent inefficaces, la fixation de la JSI à l'aide d'implants est envisagée. Des implants traversant les surfaces articulaires sont insérés pour stabiliser mécaniquement l'articulation, amorçant un processus d'ostéointégration. La guérison et la fusion osseuse ont généralement lieu après 6 à 8 semaines. Cette chirurgie mène à une diminution significative des douleurs ainsi qu'une amélioration de la qualité de vie [5]. Les taux de révision sont d'environ 5% [6-10], mais peuvent atteindre 30% [11]. Les causes les plus fréquentes sont la douleur persistante, la récurrence des symptômes ou un positionnement d'implants entraînant de la douleur [7].

Lorsque les implants ne parviennent pas à stabiliser suffisamment la JSI, une pseudarthrose peut se produire et nécessiter une chirurgie de révision. Lors de la planification chirurgicale, le chirurgien doit faire plusieurs choix pouvant affecter la stabilité articulaire atteinte : le système d'implants, l'approche chirurgicale, le nombre d'implants, leur positionnement et leurs dimensions. Il existe deux catégories principales d'implants sur le marché : les implants dont la section est triangulaire et qui sont insérés avec une technique d'impaction, et les implants cylindriques et filetés. Il existe également deux approches chirurgicales minimalement invasives, l'approche directe latérale et l'approche postérieure oblique. L'approche postérieure oblique a l'avantage de nécessiter une dissection musculaire moindre et d'accélérer le retour à la vie quotidienne [12]. À ce jour, il n'existe pas de consensus sur la configuration d'implants à

privilégier pour favoriser une fusion osseuse; les choix chirurgicaux sont empiriques et reposent principalement sur l'expérience du chirurgien. Un nombre limité d'études ont quantifié la réduction de mobilité de la JSI suite à l'instrumentation pour différentes configurations d'implants de fusion en faisant varier leur nombre [13-17], la trajectoire [15-18] et/ou leur longueur [15]. Les conclusions variant d'une étude à l'autre, il n'est pas possible d'établir un portrait clair des choix à faire pour maximiser la stabilisation de la JSI. De plus, toutes ces études sauf une [17] utilisent l'approche latérale et il est difficile de déterminer si les résultats obtenus s'appliquent également aux implants insérés par approche postérieure. Par ailleurs, ces études biomécaniques ne prennent pas en compte les paramètres intrinsèques au patient. Or, la densité osseuse et la morphologie pelvienne peuvent varier considérablement au sein de la population et leur impact sur la performance des implants n'est pas connu.

Grâce aux études expérimentales, il est possible de quantifier de façon directe l'action des implants sur la biomécanique de la JSI pour différents chargements [13, 16, 18-20]. Le modèle cadavérique permet de représenter l'état post-opératoire immédiat, avant l'amorce du processus d'ostéointégration, en tenant compte de la géométrie complexe du pelvis et de la JSI, et des propriétés mécaniques des tissus biologiques. Toutefois, de telles études demandent beaucoup de temps et de ressources et ont plusieurs limites techniques, telles que la variabilité et la qualité des spécimens.

Les modèles numériques sont un outil d'analyse complémentaire aux essais expérimentaux et sont de plus en plus utilisés dans des contextes de R&D. Ils permettent de représenter des conditions limites et des chargements complexes et offrent un contrôle précis des différents paramètres. Malgré leur niveau de détails élevé, ils reposent sur plusieurs hypothèses simplificatrices et une validation est nécessaire pour s'assurer de la crédibilité du modèle. Plusieurs modèles par éléments finis du pelvis ont été développés pour étudier les dispositifs de fusion de la JSI. Parmi ceux-ci, le Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) est un modèle détaillé et complet du rachis, incluant le pelvis, et est issu d'une collaboration entre Polytechnique Montréal, l'École de technologie supérieure (Montréal), l'Université Aix-Marseille (Marseille) et l'Université Gustave Eiffel (anciennement l'IFSTTAR, France). Ce modèle a précédemment été utilisé pour l'étude d'instrumentation du pelvis [17, 21].

L'objectif général de ce projet est de caractériser la biomécanique de la JSI, avec et sans implants, et de développer un modèle numérique personnalisable permettant d'étudier les techniques chirurgicales de fusion de la JSI pour répondre à la question de recherche : *Comment maximiser la stabilisation biomécanique de la jonction sacro-iliaque grâce aux choix relatifs aux paramètres d'instrumentation de fusion en fonction des paramètres relatifs au patient?*

La thèse se divise en neuf chapitres. Le chapitre 2 présente une revue de la littérature liée à la problématique étudiée. Le chapitre 3 résume cette problématique, et décrit la question et les hypothèses de recherche, ainsi que les objectifs. Les chapitres 4 à 7 présentent les travaux et études réalisés dans le but d'atteindre ces objectifs. Les chapitres 4 et 5 porte sur deux études cadavériques présentées sous forme d'articles scientifiques. Le premier article présente une comparaison entre deux points d'insertion, alors que le deuxième caractérise l'effet du nombre d'implants sur la stabilisation de la JSI. Le développement et le processus de vérification et validation du modèle sont présentés dans le chapitre 5. Le chapitre 6 porte sur l'influence de la géométrie pelvienne sur la biomécanique de la JSI, sans instrumentation. Le chapitre 7 est composé de deux études numériques sur l'instrumentation de la JSI. La première vise à comparer trois points d'insertion possibles. La seconde, présentée sous forme d'un article scientifique, vise à caractériser l'effet du nombre d'implants pour différentes géométries pelviennes et densités osseuses. Le chapitre 8 présente une discussion générale des choix méthodologiques et des résultats obtenus lors des différentes études. Finalement, une conclusion générale incluant des recommandations cliniques et méthodologiques, ainsi que les perspectives, est présentée dans le chapitre 9.

CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du bassin

2.1.1 Os du pelvis

Le pelvis, également appelé bassin, est une partie du squelette liant le haut du corps aux membres inférieurs et servant de cavité pour contenir plusieurs organes internes (Figure 2.1). Le pelvis est lié au rachis par l'articulation lombo-sacrée et aux fémurs par les articulations coxo-fémorales. Il est constitué de quatre os : le sacrum, le coccyx et les deux os iliaques.

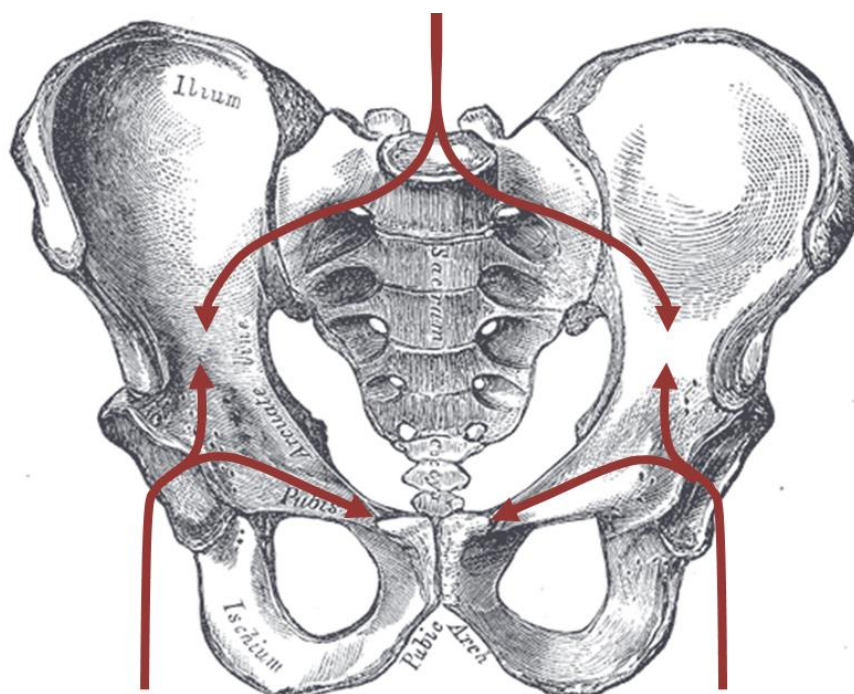


Figure 2.1 Os du pelvis et transfert des forces entre le haut du corps et les membres inférieurs. Adapté de Gray, H., 1918 (images libres de droits d'auteur) [22].

Le sacrum a la forme d'une pyramide inversée et est constitué de cinq vertèbres sacrées qui se fusionnent à l'âge adulte [22]. La base du sacrum, appelée promontoire sacré, a une forme ovale et s'articule avec la cinquième vertèbre lombaire. Le coccyx, composé de trois à cinq vertèbres coccygiennes fusionnées, est attaché à la partie caudale du sacrum via l'articulation sacro-coccygienne, une articulation amphiarthrose [22]. Les os iliaques sont reliés postérieurement aux

ailes sacrées par deux articulations sacro-iliaques. Ils sont également reliés antérieurement par la symphyse pubienne, une articulation de type amphiarthrose, pour former la ceinture pelvienne. Les os iliaques sont divisés en trois sections : le pubis, l'ischium et l'ilium (Figure 2.2). Parmi les divers marqueurs anatomiques, l'épine iliaque antéro-supérieure (ou, en anglais, *anterior superior iliac spine*, ASIS) et l'épine iliaque postéro-supérieure (ou, en anglais, *posterior superior iliac spine*, PSIS) seront importantes dans le contexte de cette thèse (Figure 2.2). Elles réfèrent aux extrémités antérieures et postérieures de l'ilium. Le PSIS est le point de référence pour l'insertion des implants par approche postérieur (voir section 2.3.3.2).

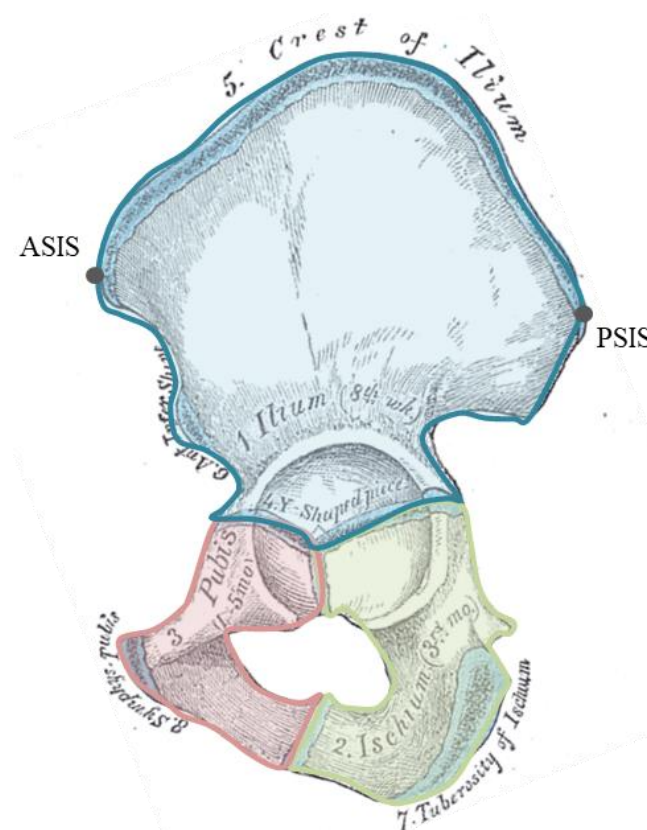


Figure 2.2 Os iliaque divisé en trois sections : ilium (bleu), pubis (rouge) et ischium (vert).

Adapté de Gray, H., 1918 (image libre de droits d'auteur) [22].

2.1.2 Jonction sacro-iliaque

La JSI est une articulation amphiarthrose [22], c'est-à-dire qui permet de faibles mouvements. La partie postérieure a l'aspect d'une synarthrose alors que la partie antérieure comprend les différentes composantes d'une diarthrose. Elle contient une capsule articulaire, une membrane et

du liquide synovial, ainsi que du cartilage et des ligaments [23] et porte parfois le nom de joint axial [2]. Les surfaces auriculaires s'étendent de S1 à S3 sur le sacrum et sont recouvertes de cartilage lisse, de nature hyaline et de couleur blanche, d'une épaisseur variant de 1.1 à 3.0 mm [23]. Le cartilage qui recouvre la surface auriculaire de l'iliaque est de nature fibro-cartilagineuse, avec une teinte bleutée et une surface rugueuse, et son épaisseur varie de 0.5 à 1.0 mm [23]. Les surfaces auriculaires ont une forme de « L », avec la partie crâniale plus courte que la partie caudale [2]. Une surface convexe est généralement présente sur la surface auriculaire de l'iliaque, alors qu'une surface concave, plus petite, est présente sur celle du sacrum (Figure 2.3) [2].

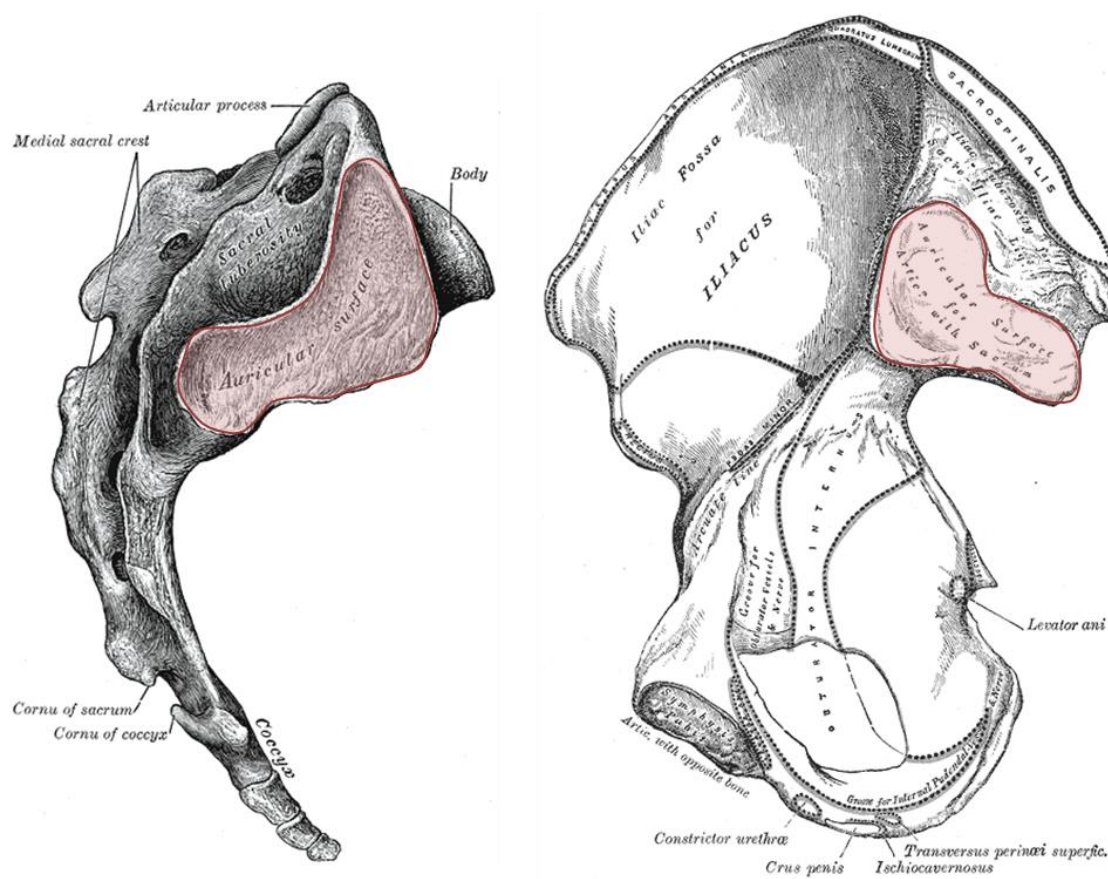


Figure 2.3 Surfaces auriculaires du sacrum et de l'iliaque. Adapté de Gray, H., 1918 (images libres de droits d'auteur) [22].

La fonction principale de la JSI est le transfert des charges entre le haut du corps et les membres inférieurs via la ceinture pelvienne (Figure 2.1). Elle agit aussi comme amortisseur de chocs, réduisant les risques de fracture du bassin [1]. Chez la femme, cette articulation permet

également de donner une flexibilité au bassin pour faciliter l'accouchement [1]. En effet, lors de la grossesse, des hormones sont sécrétées pour augmenter la laxité des articulations du bassin [3].

2.1.3 Ligaments du bassin

Parmi les différents ligaments du pelvis, six ont une influence directe sur la JSI (Figure 2.4).

- Le **ligament sacro-iliaque antérieur** relie les parties ventrales de l'aile sacrée et de l'ilium grâce à de minces bandes et se fond avec la capsule articulaire [2] (Figure 2.4). Le ligament s'étend de S1 à S3 et est principalement engagé lors de la flexion et la rotation axiale du sacrum [23].

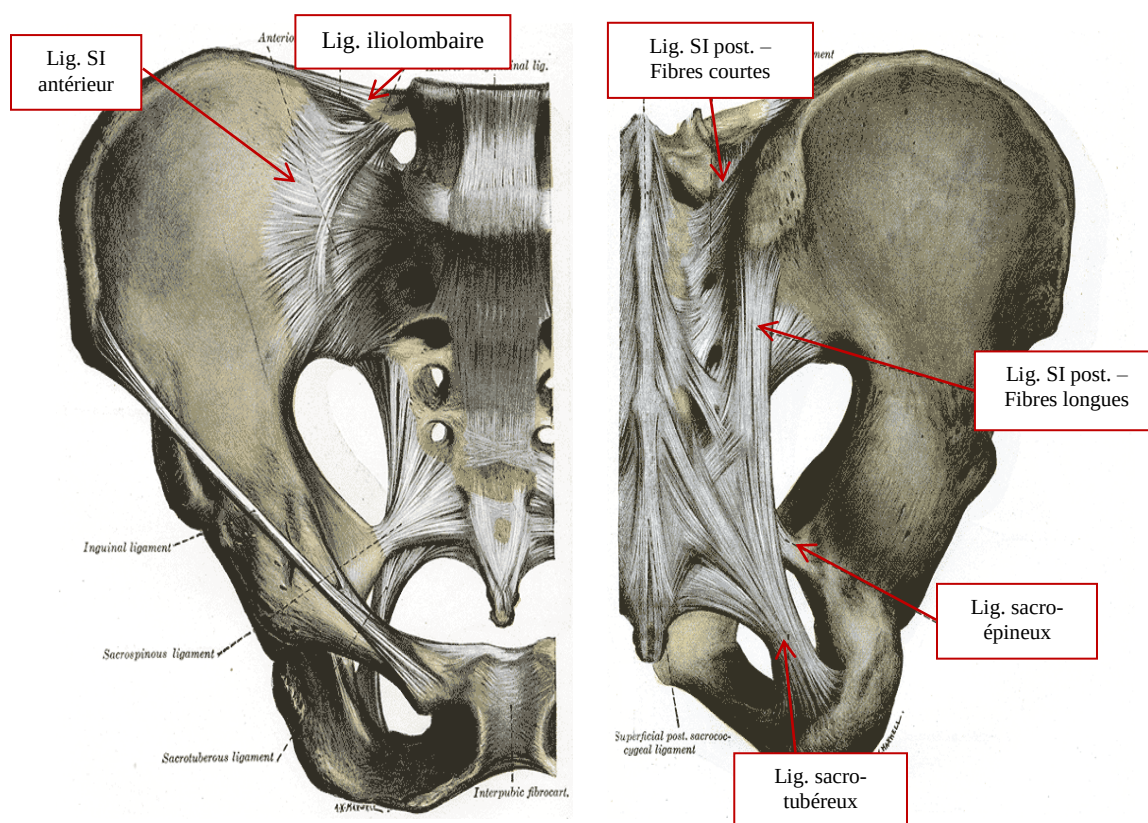


Figure 2.4 Ligaments de la JSI. Lig. : Ligament; SI : Sacro-iliaque; Post. : Postérieur. Adapté de Gray, H., 1918 (images libres de droits d'auteur) [22].

- Le **ligament sacro-iliaque postérieur** relie les différentes tubérosités du sacrum au PSIS (Figure 2.4) [23]. Au niveau de S1 et S2, les fibres sont courtes et horizontales alors qu'au niveau de S3 à S5, les fibres sont longues et obliques [22]. Cet assemblage de ligaments restreint principalement l'extension du sacrum.

- Le **ligament interosseux (LIO)** est le ligament le plus fort et volumineux de la JSI [24]. Le LIO remplit l'espace postérieur et crânial à la capsule articulaire avec des fibres courtes et puissantes [2] (Figure 2.5). Il permet une importante stabilité multidirectionnelle [2], mais restreint davantage la flexion et la rotation axiale du sacrum. Une ossification de la région interosseuse, incluant le LIO, a parfois lieu avec l'âge [25].
- Le **ligament sacro-tubéreux** connecte les tubérosités de S4 et S5, l'apex du sacrum et le coccyx à l'épine iliaque postéro-inférieure (ou, en anglais, *posterior inferior iliac spine*, PIIS) et à la tubérosité ischiatique (Figure 2.4).
- Le **ligament sacro-épineux** relie l'apex du sacrum et le coccyx à l'épine ischiatique. Il est positionné antérieurement au ligament sacro-tubéreux et leurs fibres s'entremêlent. Ce ligament restreint la flexion du sacrum (Figure 2.4).
- Le **ligament iliolumbaire** relie le processus transverse de L5 et la partie ventrale de la crête iliaque. Il restreint les mouvements de flexion latérale et de flexion avant (Figure 2.4).

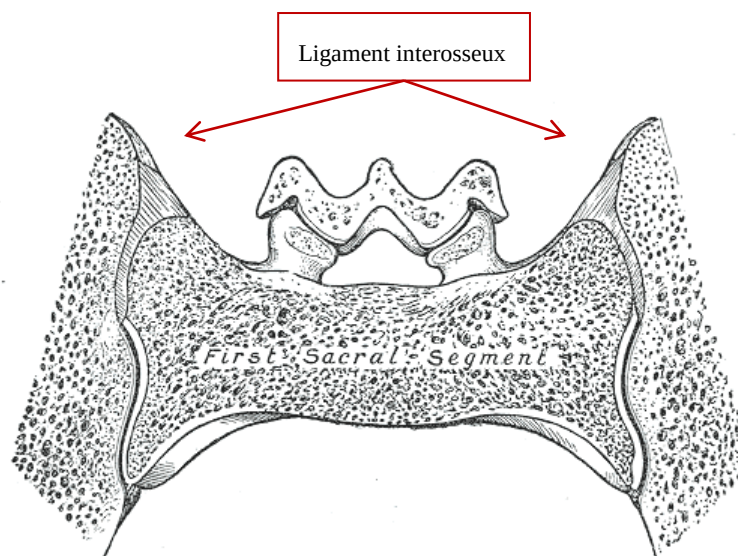


Figure 2.5 Coupe coronale de la JSI. Adapté de Gray, H., 1918 (image libre de droits d'auteur) [22].

2.2 Biomécanique de la jonction sacro-iliaque

2.2.1 Mécanismes de stabilité

La JSI est une articulation de nature très stable grâce à une combinaison de mécanismes de fermeture par la forme et par la force (*form-/force-closure*), comme une clé de voûte (Figure 2.6). Ceux-ci aident principalement à résister à la force de gravité et aux mouvements du sacrum par rapport aux iliaques. Les mécanismes de *form-closure* proviennent d'éléments passifs qui augmentent la stabilité du joint (forme des os et des surfaces auriculaires), contrairement aux mécanismes de *force-closure* qui sont des éléments actifs (muscles et ligaments) (Figure 2.6). Un système avec un mécanisme de *form-closure* parfait ne nécessiterait aucune force compressive pour maintenir le système stable, mais empêcherait toute mobilité. [1]

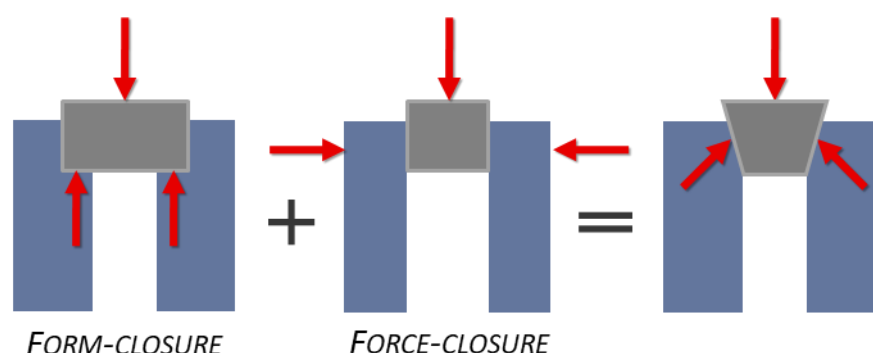


Figure 2.6 Schéma simplifié des mécanismes de *form-* et *force-closure* du bassin.

Pour résister à de grands chargements en cisaillement et maintenir la mobilité nécessaire pour répondre aux besoins fonctionnels du bassin, une adaptation de la forme de la JSI a lieu à différents stades du développement. À la naissance, les surfaces auriculaires sont parallèles et lisses, comme celles des quadrupèdes [2, 26]. Différents changements ont ensuite lieu, ayant pour effet une importante augmentation du coefficient de friction de l'articulation, permettant une bonne résistance aux forces de cisaillement causées par la gravité [1]. Ces changements concordent avec le début de la marche chez le bébé et la prise graduelle de poids jusqu'à la puberté [2]. Lors du début de la locomotion, l'orientation des surfaces se complexifie et développe une courbure hélicoïdale (Figure 2.7a) [2]. De plus, à l'âge adulte, le pelvis a une configuration similaire à celle d'une clé de voûte (Figure 2.7b). La partie crâniale et antérieure du

sacrum est plus large, le coinçant dans les iliaques dans les plans coronal et transverse [1]. Cette configuration autobloquante fait en sorte que plus les charges transmises sont importantes, plus la structure est stable. La texture du cartilage change également et devient plus rugueuse. Finalement, des crêtes et des creux réciproques se forment sur les surfaces auriculaires, comme des pièces de puzzle qui s'imbriquent parfaitement (Figure 2.7c) [1]. Ensemble, les différentes caractéristiques du sacrum et des surfaces auriculaires, additionnées aux ligaments de liaison, forment les mécanismes de *form-closure*.

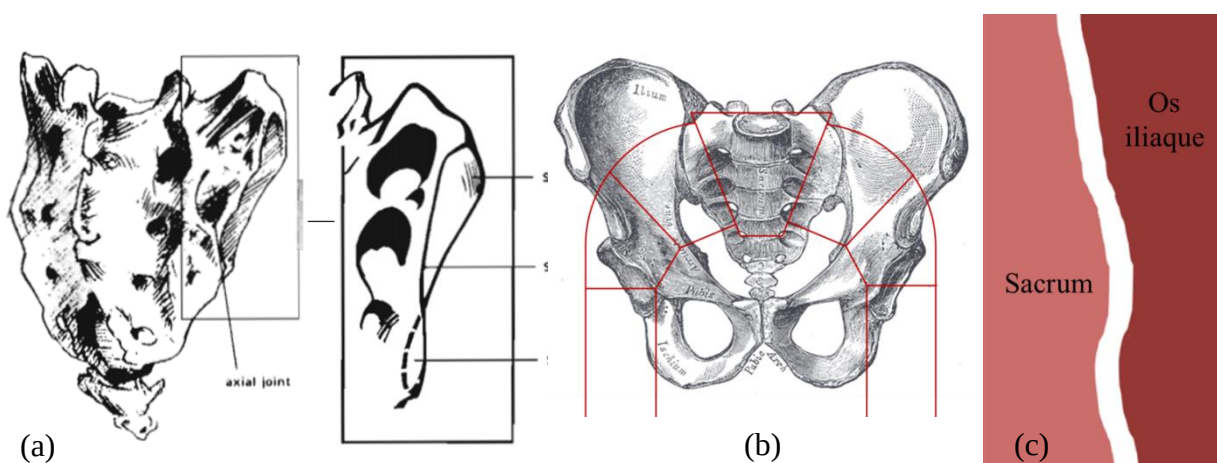


Figure 2.7 Mécanismes de *form-closure* de la JSI : (a) Courbure hélicoïdale des surfaces auriculaires (Extrait de Dijkstra (1989), adapté avec permission) [27], (b) configuration autobloquante du pelvis (adapté de Gray, H., 1918, image libre de droits d'auteur) [22] et (c) crêtes et creux des surfaces auriculaires.

Les mécanismes de *force-closure* comprennent les forces de réaction du sol ainsi que les tensions générées par les muscles, les ligaments et les fascias [1]. Ces mécanismes agissent conjointement pour générer une force de compression, idéalement perpendiculaire à l'articulation, et y augmenter la friction [1]. Les muscles agissent, directement ou indirectement, en augmentant la raideur de la JSI [28]. Parmi eux, on retrouve le muscle droit fémoral (*rectus femoris*), le muscle sartorius, le muscle iliaque (*iliacus*), le muscle grand glutéal (*gluteus maximus*) et les muscles ischio-jambiers [1]. Certains muscles profonds peuvent également aider à stabiliser la JSI, soit les muscles transverses de l'abdomen (*transversus abdominis*), le muscle multifide (*multifidus*), le diaphragme et les muscles du plancher pelvien [1, 29]. Finalement, des groupes de muscles

extrinsèques jouent également un rôle dans la stabilisation de l'anneau pelvien. Ils sont divisés en quatre systèmes [29]:

- Système oblique postérieur (grand dorsal (*latissimus dorsi*), grand glutéal, fascia thoraco-lombaire)
- Système longitudinal profond (muscles érecteur du rachis (*erector spinae*), lamina profonde du fascia thoraco-lombaire), biceps fémoral (*biceps femoris*))
- Système oblique antérieur (obliques externes et internes, adducteurs contra-latéraux de la cuisse, fascia abdominal antérieur)
- Système latéral (petit et moyen glutéal (*gluteus minimus* et *medius*), adducteurs contra-latéraux de la cuisse)

Une insuffisance musculaire peut mener à des stratégies compensatoires maintenant la JSI dans une position plus vulnérable aux blessures [1]. À l'opposée, une force excessive peut également mener à une raideur trop grande de la JSI et à un endommagement des tissus [2]. Lorsque les mécanismes de *form-* et *force-closure* sont bien équilibrés, la JSI est stable, en nutation, et les charges sont transmises de façon contrôlée et sécuritaire [2].

2.2.2 Mouvements de la JSI

Plusieurs études biomécaniques in-vivo et ex-vivo ont été réalisées pour comprendre la nature et la grandeur des mouvements de la JSI. Il existe quatre théories établies, soit celles de Farabeuf, de Bonnaire et deux de Weisl [30].

2.2.2.1 Théorie de Farabeuf

La théorie de Farabeuf, considérée comme la théorie classique [30], décrit les principaux mouvements de la JSI comme étant une nutation et son opposé, la contre-nutation. Lors de la nutation, le promontoire sacré se déplace antéro-inférieurement, alors que le coccyx se déplace postéro-supérieurement, créant une rotation (Figure 2.8). De plus, la partie supérieure des iliaques se rapproche, alors que la partie inférieure s'éloigne, entraînant une augmentation des forces de réaction dans le pelvis, renforçant le mécanisme en coin autobloquant [31]. Selon cette théorie, le centre de rotation de la JSI est postérieur à celle-ci, environ au centre du LIO, à la hauteur de S2 (Figure 2.9a). Lorsque le sacrum est en position de nutation, presque tous les ligaments sont en

tension, permettant de transmettre les charges de façon contrôlée [26]. Il s'agit de la position la plus stable de la JSI. Au contraire, le sacrum est à risque lorsqu'il est en contre-nutation, car il y a une augmentation des forces de cisaillement dans le rachis lombaire entraînant un chargement anormal des disques lombaires [29].

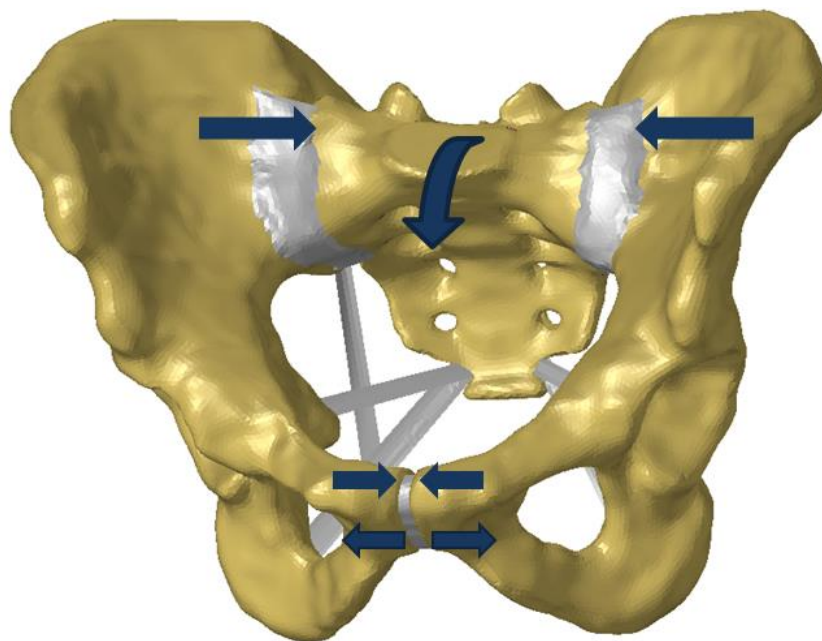


Figure 2.8 Nutation du sacrum [1].

2.2.2.2 Théorie de Bonnaire

Selon la théorie de Bonnaire, le sacrum fait une rotation dans le plan sagittal autour d'un axe passant par l'intersection des deux segments des surfaces auriculaires (Figure 2.9b).

2.2.2.3 Théories de Weisl

Deux théories ont été proposées par Weisl. La première décrit un glissement du sacrum le long de l'axe du segment inférieur de la surface auriculaire (Figure 2.9c). La deuxième décrit une rotation autour d'un axe antéro-inférieur au sacrum (Figure 2.9d).

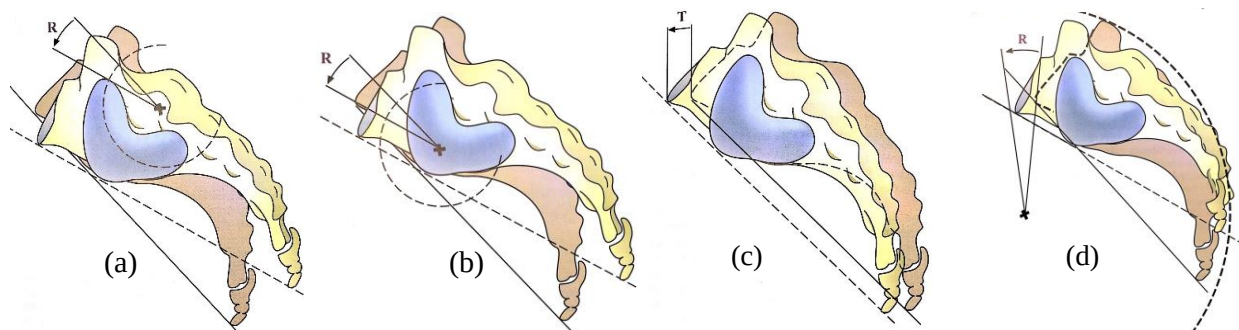


Figure 2.9 Théories sur la biomécanique de la JSI. Théories de Farabeuf (a), Bonnaire (b), et Weisl (c et d). Extrait de Kapandji (2007), reproduit avec permission [30].

2.2.2.4 Biomécanique de la jonction sacro-iliaque lors de différents mouvements fonctionnels

Lors de la flexion du tronc, les iliaques subissent une rotation antéro-supérieure, entraînant les PSIS à monter et se rapprocher. Le sacrum subit une nutation jusqu'à une flexion du tronc d'environ 60° . Si la flexion du tronc dépasse un angle de 60° , les iliaques continuent de bouger antérieurement, mais pas le sacrum, ce qui le rend à risque de se placer en contre-nutation [29]. Lors de l'extension du tronc, on observe un déplacement antérieur du pelvis et un mouvement inférieur des PSIS combiné à une légère rotation postérieure [29]. Le sacrum demeure en nutation. Lors de la flexion latérale droite du tronc, on observe une rotation antérieure de l'iliaque droite et un fléchissement du sacrum vers la droite. Finalement, lors d'une rotation du tronc vers la droite, il y a une rotation antérieure de l'iliaque gauche et une rotation postérieure de l'iliaque droite, entraînant une contre-nutation du sacrum du côté droit, et une nutation du côté gauche [29].

2.2.2.5 Études *in-vivo* de la jonction sacro-iliaque

Les mouvements de la JSI ont été mesurés *in-vivo* (Tableau 2.1). Une grande variabilité existe entre les différents individus, et en fonction des positions ou des mouvements réalisés. Étant donné la profondeur de la JSI et les multiples structures l'entourant, il est techniquement complexe de mesurer ses faibles mouvements. La précision des méthodes de mesures *in-vivo* utilisées sont assez faibles et de l'ordre de grandeur des mouvements à mesurer. La précision pour l'analyse radiostéréométrique (RSA) était de 0.3 à 0.7° et de 0.3 à 0.5 mm, selon l'axe [32]. Pour les broches de Kirschner, la précision était de 0.34 mm [33].

Tableau 2.1 Études in-vivo sur la mobilité de la JSI. RSA : radiostéréométrie; Sag. : sagittale; Lat. : latérale; AP. : antéro-postérieure; SI. : supéro-inférieure; ML. : Médio-latérale.

Auteurs	Taille (n)	Âge	Condition	Méthode	Position	Mesure	Rotation (°)			Translation (mm)		
							Sag.	Axial	Lat.	AP	SI	ML
Kibsgard et al. (2017) [34]	12	39 [29-47]	Douleur pelvis	RSA	Levée de jambe droite active	Moyennes jambe levée et jambe repos	0 -0.8	-0.1 -0.2	0 0.3	0 -0.1	0.2 0.1	0.0 -0.2
Kibsgard et al. (2014) [35]	11	39 [29-47]	Douleur pelvis	RSA	Debout sur une jambe	Moyennes jambe support	0.1	0.1	0.3	0	0	0.1
Kibsgard et al. (2012) [32]	6	38 [33-47]	Douleur pelvis	RSA	Debout; avant/après chirurgie	Moyennes	0.7	0.2	0.3	0.5	0.3	0.4
Sturesson et al. (2000) [36]	22	[19-45]	Douleur pelvis	RSA	Debout à deux jambes à flexion maximale sur une jambe	Intervalles	-1.4 – 0.5	-1.1 – 1.8	-0.8 – 1.2	-	-	-
Kissling et Jacob (1996) [33]	24	[20-50]	Sains	Broches de Kirschner	Flexion/extension du tronc; debout sur une jambe	Intervalles	0.3 – 6.1	-	-	0.5 – 1.3	-	-
Sturesson et al. (1989) [37]	25	[18-45]	Douleur pelvis	RSA	Couché, debout et assis	Interv. des moyennes	-1.4 – 2.2	-0.5 – 0.4	-0.3 – 0.5	0.5 – 0.7	-	-

2.2.2.6 Études ex-vivo de la jonction sacro-iliaque

Plusieurs études ont été réalisées pour mesurer la mobilité de la JSI *ex-vivo*. Le Tableau 2.2 résume les études biomécaniques les plus récentes. La mobilité mesurée *ex-vivo* est plus élevée que celle mesurée *in-vivo*. Ceci peut s'expliquer par l'absence des muscles dans les études cadavériques. De plus, pour plusieurs de ces études, des rotations pures ont été appliquées. Sans compression appliquée sur la base du sacrum, le mécanisme autobloquant de l'anneau pelvien ne contribue pas à la stabilisation de la JSI.

Tableau 2.2 Études ex-vivo sur la mobilité de la JSI.

Auteurs	Taille (n)	Âge	Méthode	Chargement	Rotation (°)			Translation (mm)		
					Sag.	Axial	Lat.	AP	SI	ML
Cunningham et al. (2019) [38]	21	78 [56-91]	Marqueurs infra-rouges	Flex-ext, torsion, lat. bending (± 12.5 Nm max)	1,8	0,5	0,5	-	-	-
Hammer et al. (2019) [39]	6 (3H, 3F)	81 [65-96]	Corrélation d'images	Compression (max 100% du poids du corps)	0,01	-0,02	0,2	0,05	0,3	0,01
Cross et al. (2018) [40]	3 (1H, 2F)	47	Marqueurs infra-rouges	Flex-ext, torsion, lat. bending (± 7.5 Nm max; une jambe)	2,9	1,5	1,2	-	-	-
Klima et al. (2018) [41]	6 (3H, 3F)	81	Corrélation d'images	Compression (max 100% du poids du corps)	0,01	-	0,2	-	0,3	-
Lindsey et al. (2018) [14]	8 (2H, 6F)	47 [28-57]	Marqueurs infra-rouges	Flex-ext, torsion, lat. bending (± 7.5 Nm max; une jambe)	2,6	1,8	1,2	-	-	-
Shih et al. (2018) [16]	8 (1H, 7F)	48 [31-62]	Marqueurs infra-rouges	Flex-ext, torsion, lat. bending (± 7.5 Nm max; une jambe)	3,0	2,0	1,5	-	-	-
Soriano-Baron et al. (2015) [18]	7 (5H, 2F)	52 [22-65]	Marqueurs infra-rouges	Flex-ext, torsion, lat. bending (± 7.5 Nm max; une jambe)	1,4	1,2	0,9	-	-	-
Lindsey et al. (2014) [19]	7 (3H, 4F)	59 [49-65]	Marqueurs infra-rouges	Flex-ext, torsion, lat. bending (± 7.5 Nm max; une jambe)	2,3	1,67	1,1	-	-	-
Baria (2010) [42]	6 (5H, 1F)	57 [48-70]	DVRTs et LED brackets/ marqueurs	Flex-ext (± 8.5 Nm) Torsion (± 7.5 Nm) Comp. une jambe (max 600N) Comp. deux jambes (max 1500N)	-	-	-	0,01 0,3 0,2 0,1	0,05 0,1 1,0 0,5	-

2.2.2.7 Facteurs influençant la mobilité de la jonction sacro-iliaque

Il existe une grande variabilité de la mobilité de la JSI interindividuelle, et même intra-individuelle [43]. Différents facteurs ayant une influence sur la mobilité ont été identifiés.

Âge :

Tel que mentionné précédemment, plusieurs modifications ont lieu au niveau de la JSI lors du développement visant à en augmenter la stabilité pour résister aux contraintes de cisaillement. Un épaissement notable des tissus est aussi observé à partir de 50 ans [44] et une fusion partielle ou complète peut avoir lieu avec une prévalence de plus de 34% chez l'homme et de 5% chez la femme [45, 46]. L'ossification peut être intra-articulaire ou para-articulaire. La première est associée à la spondylarthrite ankylosante et est caractérisée par une fusion complète et lisse [44, 45]. L'ossification para-articulaire, caractérisée par la formation d'un ostéophyte dans la partie antéro-supérieure de l'articulation [47], est plus commune et serait un résultat de la dégénérescence de la JSI [44].

Sexe :

Le sexe a également une influence sur la biomécanique de la JSI. Il a été établi que l'amplitude de mouvement de la JSI des hommes est environ 40% moins élevée que celle des femmes [2], et des différences plus importantes ont été récemment rapportées [48]. Chez l'homme, la mobilité de la JSI diminue progressivement avec l'âge. Chez la femme, la mobilité de la JSI diminue jusqu'à la puberté, augmente ensuite jusqu'à environ 25 ans, puis diminue à nouveau avec le vieillissement [49]. Les changements hormonaux en seraient la cause. Pendant la grossesse, des hormones sont sécrétées afin d'augmenter graduellement la laxité des ligaments du bassin pour faciliter la sortie du bébé du canal génital pendant l'accouchement. La différence entre les sexes pourrait également être un résultat de l'adaptation aux plus grandes charges transmises par la JSI. Les forces transmises chez les hommes sont plus grandes et le centre de gravité de l'homme serait plus éloigné du centre de rotation de la JSI, créant un plus grand bras levier [2]. Le tout entraîne de plus grandes contraintes à la JSI qui nécessite donc une meilleure stabilité, résultant en un épaissement des ligaments de la JSI [2].

Courbes rachidiennes :

Le corps est un assemblage complexe de différentes articulations reliées entre elles. Un article paru en 1951 conclut que les courbes rachidiennes ont une influence sur la mobilité de la JSI : un rachis à courbures accentuées s'accompagnerait d'une JSI plus mobile qu'un rachis « droit » [50]. Récemment, Cacciola et al. ont trouvé une corrélation significative entre l'incidence pelvienne (IP) et plusieurs paramètres morphologiques de la JSI, tels que le ratio entre les axes courts et longs, l'angle entre les axes, l'inclinaison de la JSI et sa pente [51]. L'IP se définit par l'angle entre la ligne perpendiculaire au plateau sacré passant par son point milieu et la ligne connectant ce point à l'axe des têtes fémorales [52] (Figure 2.10). L'IP est également la somme algébrique de la pente sacrée (PS) et de l'inclinaison pelvienne (ou, en anglais, *pelvic tilt*, PT) (Figure 2.10) [52]. Ces paramètres pelviens sont principalement utilisés pour l'étude de la balance sagittale [53], et la relation entre ceux-ci et la biomécanique de la JSI a très peu été étudiée.

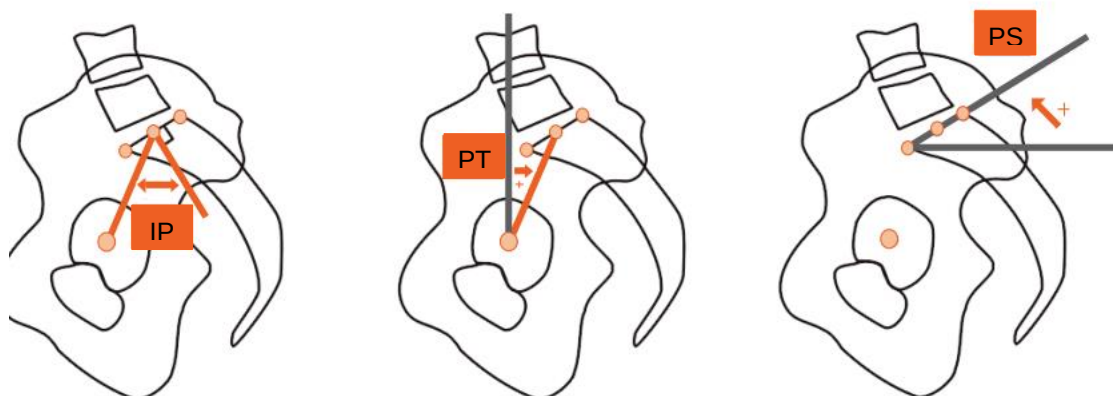


Figure 2.10 Angles pelviens : incidence pelvienne (IP), inclinaison pelvienne (PT) et pente sacrée (PS). Extrait de Le Huec (2011), reproduit avec permission [53].

2.2.3 Propriétés mécaniques de la jonction sacro-iliaque

Les raideurs de la JSI pour différentes directions de chargement ont été quantifiées sur huit bassins cadavériques frais par Miller et al. [54]. Des chargements de 294 N et de 42 Nm ont été appliqués au centre du sacrum. Les essais ont d'abord été réalisés avec les deux iliums fixés, puis répétés avec seulement un ilium fixé (Tableau 2.3).

Tableau 2.3 Raideurs de la JSI pour différents chargements [54].

Direction du chargement	Raideur Deux iliums fixés	Raideur Un ilium fixé
Supérieure (294 N)	1 050.0 N/mm	157.2 N/mm
Inférieure (294 N)	1 130.8 N/mm	297.0 N/mm
Antérieure (294 N)	612.5 N/mm	107.3 N/mm
Postérieure (294 N)	554.7 N/mm	187.9 N/mm
Flexion (42 Nm)	32.1 N/deg	15.7 Nm/deg
Extension (42 Nm)	21.6 N/deg	11.9 Nm/deg
Flexion latérale (42 Nm)	113.5 N/deg	30.0 Nm/deg
Torsion (42 Nm)	52.5 N/deg	6.8 Nm/deg

De ces résultats, on observe une grande différence entre les raideurs des deux configurations, avec des valeurs de deux à huit fois plus élevées lorsque les deux iliums sont fixés. Ceci démontre bien la stabilité fournie par la ceinture pelvienne. La configuration fixée à un ilium a ensuite été chargée jusqu'à 1440 N et 160 Nm, sans atteindre la défaillance [54].

Rothkotter et Berner (1988) ont quantifié le déplacement et la force à la rupture. Les ruptures se sont présentées soit par une disruption ligamentaire (n=22) ou par une fracture osseuse (n=21) [55]. Les fractures étaient davantage observées chez les spécimens plus âgés. De plus, 17 des 21 fractures avaient lieu au sacrum. Pour le chargement transverse (distraktion), le déplacement à la rupture était de 5.5 mm. La force à la rupture était de 3368 N et 2893 N pour la disruption ligamentaire et la fracture osseuse, respectivement. Pour le chargement ventrocranial (parallèle au sacrum), le déplacement à la rupture était de 5.5 mm. La force à la rupture était de 4933 N et 3313 N pour la disruption ligamentaire et la fracture osseuse, respectivement. Finalement, pour le chargement dorsocranial (perpendiculaire au sacrum), le déplacement à la rupture était de 6.6 mm. La force à la rupture était de 5150 N et 5692 N pour la disruption ligamentaire et la fracture osseuse, respectivement.

2.3 Pathologies de la jonction sacro-iliaque

2.3.1 Épidémiologie

Les douleurs provenant du bas du dos sont fréquentes, avec une prévalence au cours de la vie pouvant atteindre 84% [56]. Le bas du dos est une région comprenant plusieurs structures pouvant être la source de douleurs, incluant la JSI. Bien que les méthodes de diagnostic manquent de fiabilité, le taux de prévalence des douleurs de la JSI est évalué entre 15 à 30% [3]. Les femmes sont plus souvent atteintes que les hommes. Dans trois grandes études cliniques (n>100), les femmes représentaient environ 70% des patients souffrant de douleurs à la JSI [8, 10, 57]. Cette disproportion serait entre autres liée à la laxité des structures ligamentaires suite à la grossesse et l'accouchement. La majorité des personnes touchées par les douleurs chroniques sont adultes, avec un âge moyen qui varie entre 50 et 60 ans [8, 10, 57].

2.3.2 Symptômes, causes et méthodes de diagnostic

2.3.2.1 Symptômes

La dysfonction de la JSI est définie comme étant une JSI stable, mais accompagnée de douleurs chroniques et handicapantes [58]. Elle est souvent liée à une inflammation de la JSI, aussi appelée « sacroiliite », et dont les causes sont multiples. La qualité de vie des patients atteints de douleurs chroniques de la JSI est grandement affectée, avec des scores à certains questionnaires (EuroQOL 5-D et SF-36) égales ou inférieurs aux patients atteints de spondylolisthésis dégénérative, sténose vertébrale ou d'hernie discale [59]. La présence de douleurs peut être expliquée par la présence de mécanorécepteurs et fibres nociceptives dans plusieurs ligaments de la JSI (ligament sacro-iliaque antérieur, ligament sacro-iliaque postérieur, LIO, ligament iliolumbaire) et la présence de nocicepteurs au sein de la capsule articulaire [60-62]. Les symptômes se traduisent par des douleurs locales ou diffuses. Les régions les plus fréquemment touchées sont la région lombaire inférieure, la région fessière et les cuisses [63]. Les douleurs peuvent toutefois irradier jusqu'aux pieds. Dans 7 à 25% des cas, les douleurs sont bilatérales [63-65]. Elles apparaissent lorsque le patient reste assis ou debout pendant une longue période de temps, lorsqu'il est couché sur le côté affecté, lorsqu'il se relève, lors de la marche ou encore lors

de la montée ou descente d'escaliers [3, 65, 66]. La douleur peut même parfois être aiguë au point de faire trébucher ou tomber l'individu [67].

2.3.2.2 Causes

Les causes des douleurs à la JSI peuvent être classées en trois catégories : biomécanique, biologique et idiopathique. Les causes biomécaniques incluent les traumatismes (fractures pelviennes représentant 2 à 8% de toutes les fractures [68]) et l'arthrose (i.e. dégénérescence de l'articulation). Les causes biologiques incluent la spondylarthrite, les infections, les tumeurs (faible incidence [69]) et la grossesse (prévalence de douleurs de bassin de 20% [70]). Dans une étude sur les événements menant à l'apparition de douleurs à la JSI (mais excluant les cas de spondylarthrite et les femmes enceintes), 44% des cas étaient attribuables au trauma, 21% aux blessures cumulatives et 35% étaient idiopathiques [71].

Le présent projet se concentrera sur l'arthrose de la JSI. Plusieurs conditions ont été identifiées comme pouvant accélérer la dégénérescence de la JSI. La scoliose, des anomalies dans la démarche, une faiblesse musculaire du dos et des abdominaux, l'obésité et une inégalité de la longueur des jambes sont des facteurs prédisposant quelqu'un à développer des douleurs à la JSI [67, 72]. Il a été montré qu'une inégalité de longueur de jambe de 1 à 3 cm peut provoquer des contraintes 5 à 12 fois plus élevées du côté de la jambe la plus longue [73]. Une précédente fusion lombaire est également souvent associée à des douleurs à la JSI, avec une prévalence de 29 à 40% [74]. De plus, la manipulation d'objets lourds et la pratique d'activité physique à haute fréquence et/ou grande intensité, particulièrement les sports entraînant du cisaillement et de la torsion (e.g. patin artistique, golf, bowling) peuvent mener à l'apparition de douleurs [75]. La grossesse augmente également les risques de deux façons : biologiquement par l'augmentation de la laxité des ligaments par les hormones, et mécaniquement par la prise de poids, l'augmentation de la lordose lombaire et/ou le trauma pelvien lors de l'accouchement [72].

En compilant ces facteurs de risques, il est possible d'en tirer un pathomécanisme pour la dégénérescence de la JSI. Une augmentation ou une distribution anormale des efforts transmis à travers le bassin entraîne une augmentation des contraintes sur les surfaces auriculaires de la JSI. Avec le temps, cela entraîne une détérioration des tissus, provoquant une réaction inflammatoire et des douleurs à la JSI.

Le lien entre la mobilité de la JSI et la douleur n'a pas été clairement démontré, mais il est possible de regrouper les principales idées présentes dans la littérature en trois hypothèses. Selon certains, les douleurs seraient causées par une hyper-mobilité [76]. Une autre hypothèse serait qu'un désalignement de l'articulation est la source des douleurs [76]. En effet, considérant la complémentarité des surfaces auriculaires et les importantes forces compressives, un léger désalignement pourrait entraîner des contraintes très élevées. Finalement, de par leur expérience clinique, Dall et al. ont proposé que les douleurs seraient liées à la façon dont les contraintes sont transmises, et non à l'amplitude des mouvements ou à un désalignement [76]. Dans tous les cas, les traitements sont similaires et visent à stabiliser la JSI et/ou l'anneau pelvien.

2.3.2.3 Diagnostic

Étant donné la localisation de la JSI et la proximité de plusieurs autres structures, il est difficile d'identifier correctement la source de douleur. À ce jour, il existe une variété de méthodes de diagnostic, mais aucune référence absolue (« *gold standard* ») n'a été établie [72]. Pour un diagnostic plus juste, une combinaison de différentes méthodes est souvent utilisée.

Imagerie :

Les méthodes d'imagerie sont peu fiables pour le diagnostic de la JSI puisqu'il y a peu de changements observables pour une JSI pathologique [67]. Les méthodes d'imagerie sont surtout utilisées pour éliminer d'autres causes potentielles de douleurs. L'IRM permet un diagnostic précoce des spondylarthrites avec une sensibilité de 86% [3]. Le CT-scan est bon lorsque des changements au niveau du tissu osseux ont déjà été observés (sensibilité de 58% et spécificité 69%), mais ne permet pas de détecter l'inflammation [3]. Finalement, les radiographies ont une très faible sensibilité et une grande spécificité [3].

Historique et patterns de douleurs :

L'historique du patient et les patterns de douleurs ne sont pas suffisants pour diagnostiquer une JSI pathologique, mais peuvent servir d'indices pour orienter les prochains tests diagnostiques. Un historique de pathologies ou de chirurgies du rachis, de grossesse, de chute sur le bassin, d'accident de voiture sont des exemples d'événements pouvant typiquement mener à des douleurs de la JSI [3, 67]. Le « Fortin Finger Test » est un test pour lequel le patient pointe avec

son doigt la région d'où provient leur douleur. Si cette région est à moins de 1 cm inféromédial au PSIS, la JSI devrait être considérée comme source de douleur [77]. Cliniquement, la douleur provenant de la JSI est rarement située au-dessus de la jonction L5-S1, dans quel cas le rachis lombaire devrait être aussi examiné [78].

Examen physique :

Lors de l'examen physique, les tests de mobilité et d'alignement sont peu fiables et peu reproductibles en comparaison aux tests de provocation [72]. Il existe plusieurs tests de provocation : test de compression, test de distraction, Patrick's sign, Gaenlen's test, test de tension postérieure, test de Gillet, etc. [66]. Généralement, des résultats positifs à au moins trois tests de provocation sont signe d'une JSI pathologique, mais ne sont pas suffisants pour établir un diagnostic [3, 66].

Injections :

Les injections intra- ou extra-articulaires d'anesthésiant guidées par fluoroscopie sont considérées par certains comme étant la méthode la plus fiable de diagnostic à ce jour, bien que les preuves soient insuffisantes [3, 70, 72]. Elles procurent également un certain soulagement des douleurs. Toutefois, les critères de diagnostic varient grandement d'une étude à l'autre: pourcentage de soulagement des douleurs (≥ 50 à 80%), durée du soulagement (≥ 1 à 4 heures), nombre d'injection (jusqu'à 3), en double aveugle, différents contenus (avec ou sans stéroïde, différents volumes) [3]. Étant une procédure invasive pouvant avoir des effets secondaires négatifs, certains cliniciens décideront de d'abord tenter différents traitements conservateurs s'ils soupçonnent que la douleur provient de la JSI [67].

2.3.3 Traitements

2.3.3.1 Traitements conservateurs

Il existe plusieurs traitements avec différents degrés d'invasivité. La Figure 2.11 montre l'algorithme de diagnostic et traitement suggéré par Dall et al. [67]. L'approche vise à débiter par les traitements les moins invasifs et les moins coûteux, et augmenter graduellement selon les symptômes. Les traitements visent généralement à réduire l'inflammation et/ou augmenter la

stabilité de l'anneau pelvien. Parmi les traitements conservateurs ayant démontré une certaine efficacité, on retrouve la prise de médicaments anti-inflammatoires non-stéroïdiens (AINS) [72], la ceinture pelvienne [79], la physiothérapie [66, 80] et la manipulation (chiropractie, ostéopathie, physiothérapie) [3]. Lorsque ceux-ci ne suffisent pas, une dénervation radio-fréquentielle ou des injections ont montré des résultats favorables pour les douleurs de la JSI [3, 81].

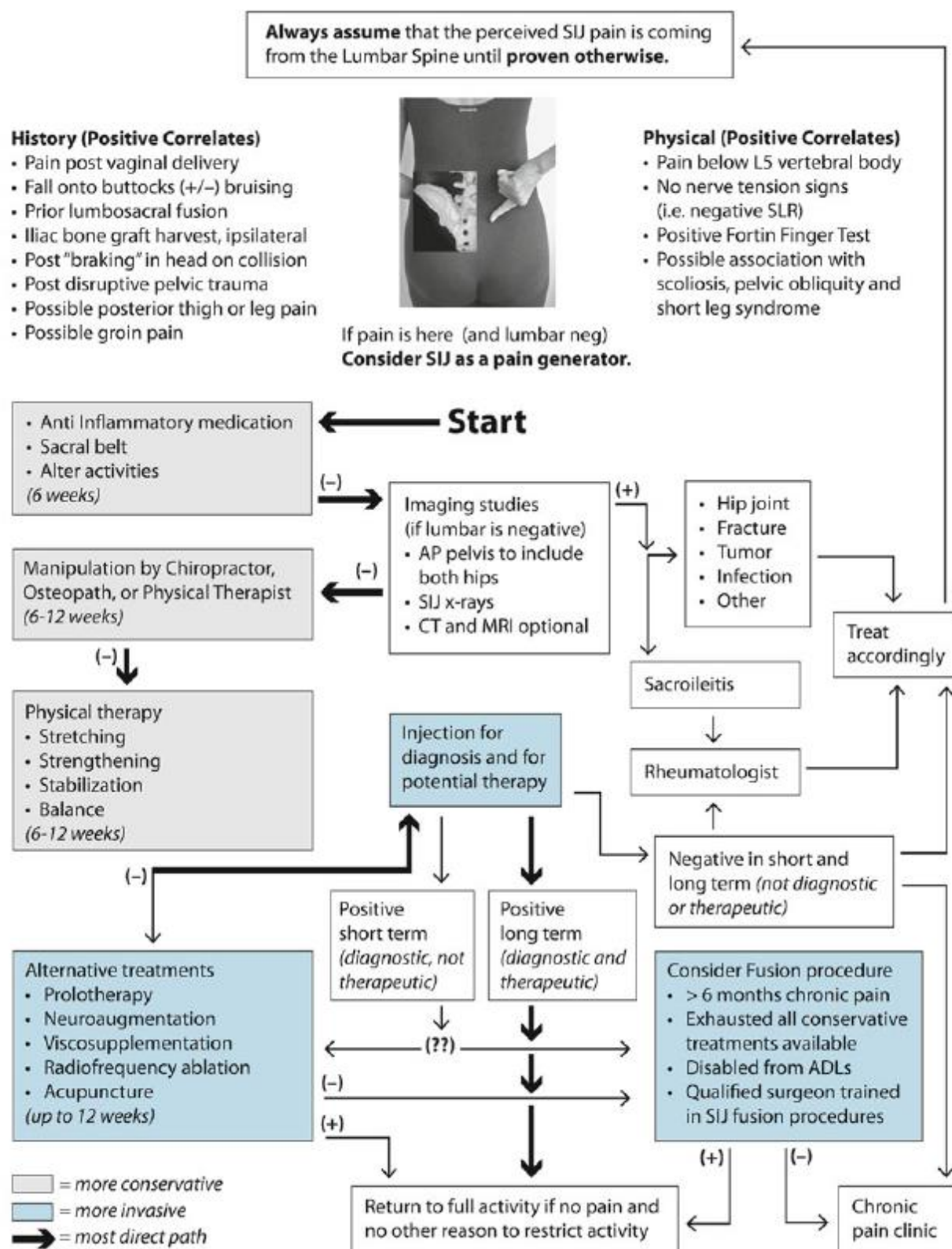


Figure 2.11 Algorithme de diagnostic et de traitement des douleurs de la JSI. Extrait de Dall (2015), reproduit avec permission [67].

2.3.3.2 Chirurgie de fusion

Lorsque les traitements conservateurs ou les interventions mineures ne parviennent pas à réduire suffisamment la douleur, la fusion de la JSI est envisagée. On parle alors de cas de douleurs chroniques, durant plus de 6 mois. Lors de l'intervention, des implants sont généralement insérés à travers les surfaces articulaires, traversant entièrement l'os iliaque et venant se loger dans l'aile sacrée. Une décortication et/ou une greffe osseuse peuvent aussi être effectuées. Lors des semaines suivant la chirurgie, les implants permettent une stabilité mécanique initiale. Lorsque la JSI est stable et que les mouvements intra-articulaires sont suffisamment réduits, un processus d'ostéointégration peut s'amorcer et celui-ci permettra une fusion solide du sacrum et de l'iliaque à long terme. La guérison et la fusion osseuse ont généralement lieu entre 6 et 8 semaines post-opératoires [82].

Selon une méta-analyse comprenant six études cliniques, la chirurgie de fusion permet une réduction significative des douleurs associées à la JSI [5]. Plusieurs mesures cliniques, quantifiant la douleur et la qualité de vie, ont été étudiées : *Visual Analog Scale* (VAS), *Oswestry Disability Index* (ODI), le questionnaire court SF-36, le score Majeed. Ces mesures étaient toutes statistiquement et cliniquement améliorées suite à la chirurgie. On observe une hausse du nombre de chirurgies de fusion de la JSI depuis 2008, année durant laquelle des techniques de fusion minimalement invasives ont été développées. Entre 2009 et 2012, le nombre total de procédures réalisées par des membres de l'*International Society for the Advancement of Spine Surgery* (ISASS) et de la *Society for Minimally Invasive Spine Surgery* (SMISS) est passé de 251 à 1012 [83]. Toutefois, les taux de révision peuvent atteindre 30% [11]. Les causes les plus communes sont une douleur persistante, une récurrence des symptômes ou un positionnement d'implants douloureux [7].

Traditionnellement, la fusion de la JSI se faisait grâce à une chirurgie ouverte pour laquelle l'incision et l'exposition des tissus étaient grandes. Différentes approches existent, mais les deux plus fréquentes sont l'approche postérieure médiane et l'approche postérieure latérale. L'approche antérieure est également possible, mais est rarement utilisée dans le contexte d'une dysfonction de la JSI stable [84].

Approche ouverte postérieure médiane :

Pour cette approche, une incision postérieure médiane est réalisée de L3 à S1-S2 et combinée à un prélèvement de greffe osseuse iliaque. Après un curetage de l'aspect postérieur de la JSI et le retrait des ligaments postérieurs, le PSIS est retiré, la greffe osseuse est positionnée dans l'axe longitudinal de l'articulation et une vis pédiculaire est placée à S1 (Figure 2.12). Ensuite, une seconde vis est positionnée entre les couches corticales de l'os iliaque. Finalement, une compression est appliquée et les vis sont reliées par une tige. Avec une cohorte de 66 patients, Dall et al. ont obtenu un taux de complication de 15% et un taux de révision de 5% [85].

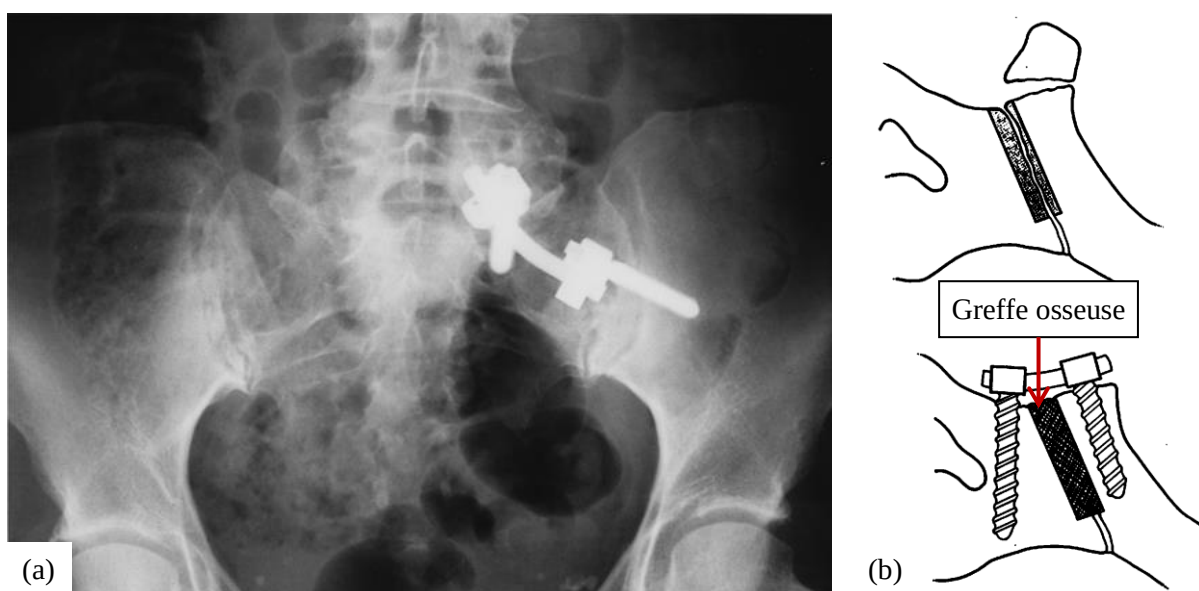


Figure 2.12 Fusion de la JSI par approche ouverte postérieure médiane. (a) Vue antéropostérieure (b) Vue axiale. Extrait de Dall (2015), adapté avec permission [85].

Approche ouverte postérieure latérale :

Pour cette approche, aussi appelée l'approche transiliaque Smith-Petersen, le chirurgien réalise une longue incision courbe suivant la portion postérieure de la crête iliaque jusqu'au PSIS et se poursuivant sur 10 cm en suivant les fibres du muscle grand glutéal. Une fenêtre rectangulaire est coupée à travers l'os iliaque pour visualiser la surface articulaire du sacrum (Figure 2.13). Le cartilage et l'os sous-chondral sont retirés. Le bloc d'os extrait est ensuite repositionné dans la fenêtre et enfoncé pour mettre en opposition l'os trabéculaire du bloc et l'articulation. Il existe plusieurs variations de cette technique, avec différentes longueurs d'incision et des extractions

d'os de différentes formes. Un des avantages de cette technique, comparativement à l'approche postérieure médiane, est qu'elle permet de préserver tout le complexe ligamentaire postérieur qui contribue à la stabilité de la JSI. Dans une étude rétrospective de 110 patients, 9.1% des patients ont eu une pseudarthrose associée à une persistance ou récurrence des douleurs [86].

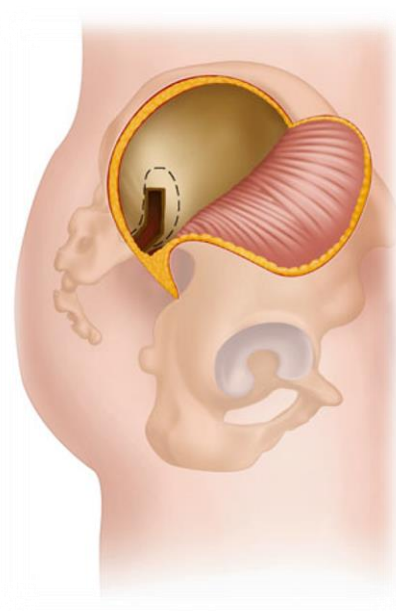


Figure 2.13 Fusion de la JSI par approche ouverte postérieure latérale. Extrait de Moore (2015), adapté avec permission [86].

Depuis 2008, plusieurs dispositifs chirurgicaux minimalement invasifs ont reçu la désignation 510(k) de la *Food and Drug Administration* (FDA) pour le traitement des sacroiliites : iFuse™ (SI Bone), Rialto™ (Medtronic), SImmetry® (Zyga Technology Inc.), Silex™ (XTANT Medical), SambaScrew® (Orthofix), SI-LOK® (Globus Medical) et SIJ-Fuse (Spine Frontier). Entre 2009 et 2012, le pourcentage de chirurgies de fusion minimalement invasives (vs. chirurgies ouvertes) est passé de 39 à 88% pour les membres de l'ISASS et de la SMISS [83]. Similairement, les recommandations du guide clinique de Dall et al. sont de prioriser l'approche minimalement invasive lorsque possible [85]. Les chirurgies ouvertes sont donc toujours utilisées, mais dans des situations particulières. C'est le cas, par exemple, pour des chirurgies de révision, pour des patients atteints d'obésité morbide ou en présence d'ostéoporose du sacrum [85].

Approches minimalement invasives :

Les chirurgies minimalement invasives requièrent l'utilisation d'un système d'imagerie intra-opératoire pour bien visualiser et positionner les implants. Lors de la chirurgie, une incision d'environ 3 cm est réalisée et un guide est inséré. Un pré-trou est fait puis l'implant est mis en place. Elles offrent de nombreux avantages : les pertes de sang estimées, les durées de chirurgie et les temps d'hospitalisation sont tous significativement plus bas pour les chirurgies minimalement invasives que celles ouvertes [87, 88]. De plus, l'amélioration des scores cliniques obtenus pour les chirurgies minimalement invasives sont soit meilleurs [87] ou similaires [88].

Il existe deux approches principales minimalement invasives, soit l'approche directe latérale (Figure 2.14) et l'approche postérieure oblique (aussi appelée postéro-latérale ou oblique latérale) (Figure 2.15). Par contre, la majorité des études sur la fusion de la JSI utilise l'approche directe latérale. La plupart sont sponsorisées par l'industrie et n'utilisent qu'un seul système d'implants [89].

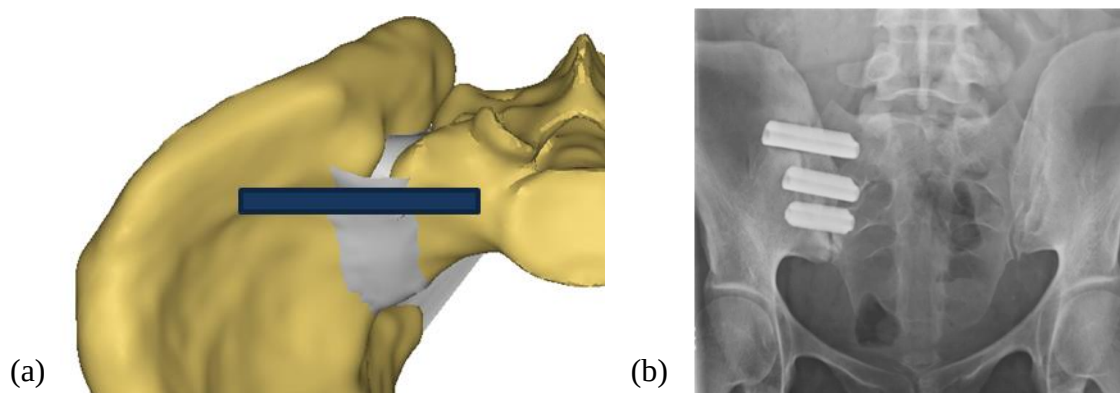


Figure 2.14 Fusion de la JSI minimalement invasive (a) Représentation de l'approche chirurgicale directe latérale (b) Radiographie antéropostérieure d'une instrumentation d'implants iFuse™ insérés par approche directe latérale. Extrait de Cummings (2013), reproduit avec permission [90].

Quelques études cliniques ont tout de même été réalisées sur l'approche postérieure oblique. Pour les deux approches, des réductions de douleur et des améliorations de qualité de vie significatives ont été obtenues suite à l'opération [8, 10, 40, 91]. L'approche postérieure oblique a l'avantage de nécessiter une dissection des muscles fessiers beaucoup moins importante que pour l'approche

directe latérale. Ceci entraîne des pertes de sang estimées et un taux d'évènements indésirables plus bas [12]. À la suite de l'opération, le patient peut également supporter les charges plus tôt, accélérant le retour à la vie normale [12].

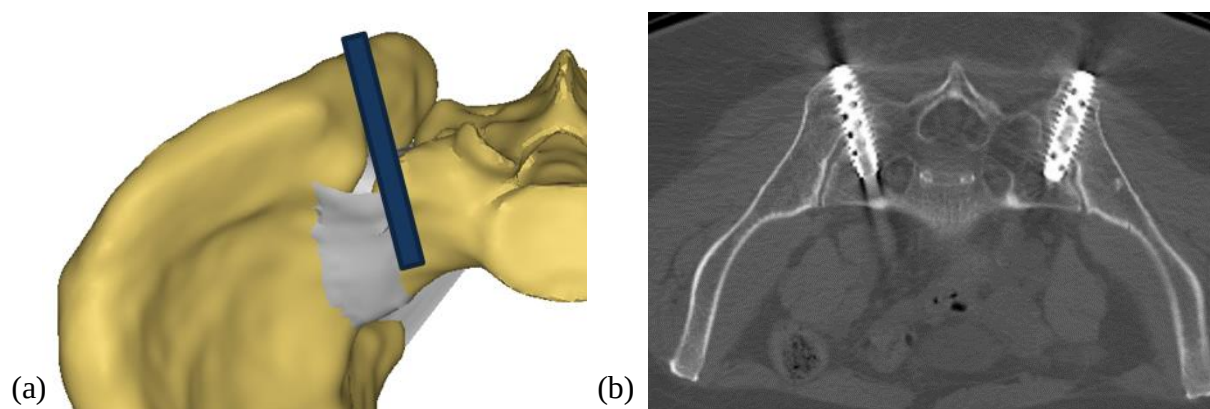


Figure 2.15 Fusion de la JSI minimalement invasive (a) Représentation de l'approche chirurgicale postérieure oblique. (b) Radiographie axiale d'une instrumentation d'implants Rialto[™] insérés par approche postérieure oblique. Extrait de Beck (2015), reproduit avec permission [92].

2.3.4 Biomécanique de l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque

Une fois les implants mis en place, ils permettront de réduire les déplacements intra-articulaires de la JSI en donnant une stabilité initiale mécanique à l'articulation [93]. Si cette stabilité n'est pas suffisante, il est probable d'obtenir une pseudarthrose, c'est-à-dire une absence de fusion osseuse. Une pseudarthrose, ou une non-union, est généralement associée à une persistance ou une récurrence des douleurs, bien que ce lien n'ait pas été clairement établi. Le seuil maximal de mouvements intra-articulaires permettant la fusion osseuse de la JSI n'est pas connu à ce jour. Il est donc difficile d'évaluer l'action des implants de fusion et de la lier à l'effet clinique. À ce jour, les études biomécaniques visant à améliorer les chirurgies de fusion de la JSI mesurent principalement la réduction de mobilité suivant l'instrumentation [16, 18-20, 94]. D'autres indicateurs de stabilité comme les contraintes en périphérie des implants ou la raideur de l'articulation sont parfois utilisés et plusieurs paramètres d'instrumentation peuvent influencer ces réponses.

Géométrie de l'implant :

Il existe plusieurs types d'implants parmi les systèmes de fusion disponibles sur le marché. Les quelques systèmes d'implants utilisés dans les études cliniques ou biomécaniques publiées ont différentes particularités (Figure 2.16). Le système le plus répandu est le système iFuse™ (Figure 2.16a), composé d'implants triangulaires de titane ayant un revêtement par projection de plasma poreux. Ceux-ci sont insérés par approche directe latérale avec une technique d'impaction et maintenus dans l'os par frettage (i.e. *interference fit*). Une nouvelle version fenêtrée obtenue par impression 3D, nommée iFuse-3D (Figure 2.16b), favorise l'infiltration de tissus osseux [95]. Des diamètres de 4 et 7 mm sont disponibles pour des longueurs allant de 30 à 70 mm [65] et trois implants sont habituellement insérés [9]. Toujours avec l'approche directe latérale, le système SImmetry® est composé d'implants filetés de titane de 30 à 70 mm de long (Figure 2.16c). Deux implants sont habituellement installés, bien que le deuxième implant soit optionnel [40]. Le premier implant a un diamètre plus grand (12.5 mm) que le deuxième (6.5 mm) [96]. Les implants Rialto™, qui seront au cœur de ce projet, sont des dispositifs cylindriques filetés, canulés et fenêtrés fait d'un alliage de titane (Figure 2.16d). Le diamètre est de 12 mm avec des longueurs disponibles de 40, 50 et 60 mm. Un à trois implants peuvent être insérés et il est possible de remplir les dispositifs de greffe osseuse.

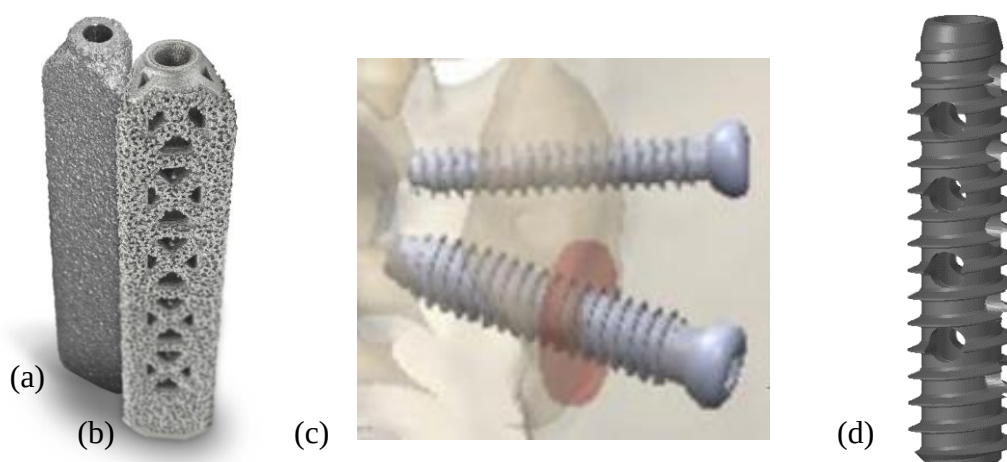


Figure 2.16 Différents types d'implants. (a) iFuse™, (b) iFuse-3D (Extrait de Patel (2019), reproduit avec permission) [95], (c) SImmetry® (Extrait de Beaubien (2015), adapté avec permission) [97], (d) Rialto™.

Une étude clinique rétrospective a comparé deux types de design d'implants : des implants triangulaires (iFuse™) et des implants filetés (i.e. de type vis) de Synthes en acier inoxydable (7.2 mm de diamètre) [11]. Pour les deux types de design, trois implants ont été insérés par approche directe latérale. Les taux de révision étaient de 5.7% pour les implants triangulaires (n=12) et de 30.8% pour les vis (n=19). Par contre, les chirurgies faites avec les implants triangulaires ont été réalisées environ 6 ans après celles utilisant les vis, entraînant des périodes de suivi moyennes différentes, respectivement de 2.8 et 4.6 ans. Ces importantes limites ont pu biaiser les résultats obtenus. Une méta-analyse de 21 études a également comparé les implants triangulaires aux implants de type vis. Les implants triangulaires étaient statistiquement meilleurs pour réduire la douleur, réduire les indices d'invalidité et augmenter la qualité de vie [98]. Toutefois, il y avait un faible nombre d'études portant sur les implants de type vis (n=7) et celles-ci dataient également de plus longtemps (2010 vs. 2014, en moyenne) [98].

Peu d'études ont été réalisées sur les dimensions des implants de fusion telles que la longueur et le diamètre. Lindsey et al. ont comparé deux longueurs d'implants triangulaires en faisant varier la longueur de l'implant supérieur seulement (55 mm vs. 75 mm) et ont trouvé qu'un implant supérieur plus long permettait une stabilisation additionnelle de 8 à 14% de la mobilité [15]. Ces résultats concordent avec ceux obtenus pour d'autres types d'instrumentation du bassin (voir section 2.4).

Positionnement des implants :

Pour une approche chirurgicale donnée (postérieure ou latérale), l'orientation des implants et leur site d'insertion peuvent varier. Soriano-Baron et al. ont comparé deux techniques de positionnement (i.e. postérieure vs. transarticulaire) pour le système d'implants triangulaires iFuse™. Pour la technique postérieure, les trois implants sont alignés dans la vue d'entrée antéropostérieure (AP) et parallèles dans la vue de sortie AP (Figure 2.17). La technique transarticulaire est similaire, avec comme seule différence l'implant du centre. Celui-ci est inséré par un point d'insertion ventral et orienté vers le milieu du corps sacré, traversant la région cartilagineuse. Les deux techniques ont mené à une réduction significative de la rotation de la JSI en flexion-extension, en flexion latérale et en rotation axiale avec des réductions moyennes variant entre 27 et 41%, mais il n'y avait pas de différence significative entre les deux [18]. Lindsey et al. ont également comparé ces deux techniques lors d'une étude sur un modèle par

éléments finis et ont conclu que la technique transarticulaire permettait une réduction supplémentaire de 9 à 18% [15].

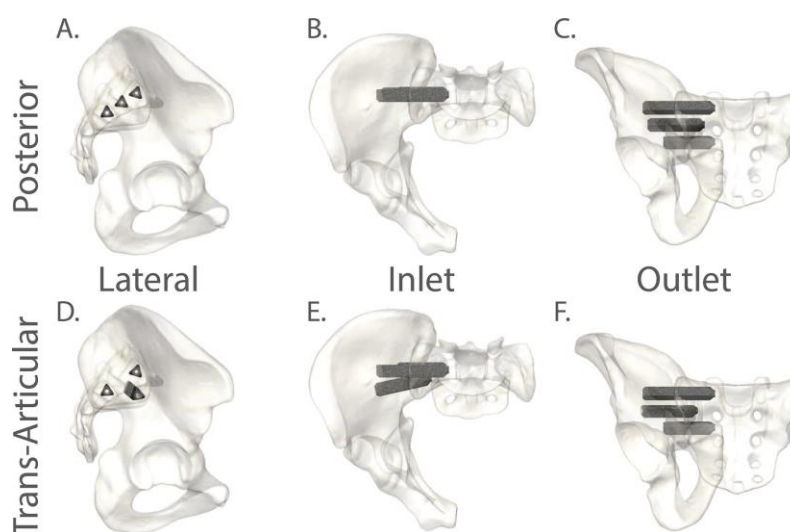


Figure 2.17 Techniques d'insertion d'implants iFuse™. Extrait de Soriano-Baron (2015), reproduit avec permission [18].

Shih et al. ont mesuré l'effet de l'instrumentation par approche latérale avec les implants de type vis du système SImmetry®. Ils ont comparé deux configurations possibles, soit deux implants pointant vers S1 (S1-S1), ou un implant vers S1 et un deuxième vers S2 (S1-S2) et n'ont pas trouvé de différence significative entre les deux [16].

La seule étude biomécanique publiée portant sur l'approche postérieure a été réalisée par Bruna-Rosso et al. et s'inscrit dans les travaux du iLab-Spine. Deux orientations (médiale vs. oblique) et deux points d'insertion (proximal vs. distal) avec le système de fusion Rialto™ ont été comparés. Le point d'insertion proximal, situé plus loin du centre de rotation de la JSI, permettait une réduction de mobilité quatre fois supérieure à celle du point distal, alors que l'orientation de l'implant avait peu d'influence sur la stabilisation de la JSI [17].

Bien que l'application diffère, Willhuber et al. ont étudié les vis sacro-iliaques pour les dislocations de la JSI sur des modèles synthétiques. Ils ont comparé deux trajectoires de vis (oblique vs. transverse) et ont trouvé que l'orientation des vis n'avait pas d'influence significative sur la raideur de la JSI et sur le nombre de cycles à la rupture [99].

Nombre d'implants :

Tel que mentionné, le nombre d'implants dépend du système d'implants utilisé et varie généralement entre un et trois pour une instrumentation unilatérale, et jusqu'à six lors d'une fixation bilatérale. Dans une étude numérique, les configurations à un implant (système iFuse™; approche latérale) réduisaient la mobilité de 30 à 46%, les configurations à deux implants réduisaient la mobilité de 50 à 70% et les configurations à trois implants réduisaient la mobilité de 64 à 73% [15]. Lindsey et al. ont également quantifié l'effet d'une instrumentation unilatérale (trois implants) versus bilatérale (six implants) expérimentalement pour vérifier si la fusion unilatérale favorisait ou non la dégénération de la JSI controlatérale en reproduisant les phases d'élan (*swing phase*) et d'appui (*stance phase*) de la marche. Pour une instrumentation unilatérale, une réduction significative de la mobilité du côté traité de 45% a été mesurée en flexion-extension, mais n'a pas eu d'effet significatif sur le côté non-instrumenté, indiquant qu'une fusion unilatérale ne favoriserait pas la dégénérescence de l'autre JSI. Finalement, l'instrumentation bilatérale a permis une diminution significative des deux JSI en flexion-extension, mais pas en flexion latérale ou en rotation axiale [14].

Quelques études ont été réalisées pour les implants de type vis. Après avoir comparé les configurations S1-S1 et S1-S2 (mentionnées plus haut), Shih et al. ont retiré l'implant secondaire, résultant en une configuration avec un seul implant à S1. Le retrait du deuxième implant a mené à une augmentation non-significative de la mobilité de la JSI de 46 à 88% [16]. Bruna-Rosso et al. ont également comparé les configurations à un et deux implants, mais ont plutôt trouvé que l'ajout d'un deuxième implant avait peu d'influence sur la réduction de mobilité [17].

Dall et al. ont utilisé un système d'implants cylindriques et filetés et ont mesuré l'effet sur la mobilité de la JSI de la dissection partielle ou complète des ligaments postérieurs de la JSI, d'une fixation L5-S1 et de l'instrumentation de la JSI avec deux, trois et six implants. La dissection complète des ligaments postérieurs de la JSI a mené à une augmentation non-significative de la mobilité de la JSI, avec des déplacements ne dépassant pas 2° [13]. Seule la configuration bilatérale à six implants a permis une réduction significative de la mobilité en flexion latérale et en rotation axiale lorsque comparé à l'état intact, mais pas en flexion-extension. L'instrumentation unilatérale à trois implants a permis une stabilisation de la JSI non-significative similaire à celle à deux implants.

Effet sur les segments adjacents :

Étant donné que la fusion lombaire entraîne une augmentation de la mobilité et des contraintes de la JSI [74, 100], Lindsey et al. ont voulu vérifier si la fusion de la JSI pouvait entraîner une augmentation de la mobilité du segment lombaire adjacent. Ils ont simulé une fusion de la JSI sur un modèle par élément finis (MÉF) et ont obtenu une réduction de mobilité de la JSI de 57 et 60% en flexion et en extension respectivement. Une faible augmentation de la mobilité du segment L5-S1 a été mesurée (<5%), suggérant que la fusion de la JSI n'augmente pas le risque de dégénérescence du segment adjacent [101]. De la même façon, Joukar et al. ont testé l'impact de la fusion de la JSI sur l'articulation de la hanche, et ont également trouvé un faible effet : des variations de moins de 5% pour les contraintes moyennes à la hanche et de moins de 10% pour l'aire de contact de la hanche [102].

Ces études ont permis d'améliorer les connaissances sur les dispositifs de fusion. Les connaissances biomécaniques par rapport à la géométrie des implants (triangulaires vs. cylindriques et filetés) demeurent limitées. Les résultats sur l'effet du positionnement des implants sont partagés, mais son influence sur la stabilisation de la JSI est généralement limitée. Le positionnement des implants de fusion est très dépendant de l'approche chirurgicale utilisée, et une seule étude biomécanique a été réalisée sur l'approche postérieure [17]. De plus, le nombre d'implants à privilégier n'est pas bien établi et pourrait être différent selon l'approche ou le type d'implants utilisés.

Plusieurs limites ont également été identifiées quant aux méthodes utilisées. D'abord, la biomécanique de la JSI est partiellement caractérisée : les études ne mesurent que la rotation de la JSI, sans prendre en compte la translation. De plus, la mobilité est mesurée grâce à l'utilisation de marqueurs DEL situés relativement loin de la JSI, soit près de la symphyse pubienne ou aux ASIS, pouvant introduire la déformation des os iliaques et diminuant la précision. Dans le cadre du projet de Claire Bruna-Rosso, qui a précédé le travail actuel, la caractérisation expérimentale de la JSI se limitait à la mesure de l'abaissement vertical du plateau sacré, ne permettant pas de décrire de façon complète la biomécanique complexe de la JSI. Ainsi, il serait pertinent de caractériser celle-ci en prenant en compte à la fois la translation et la rotation. Il faudrait également mesurer les déplacements très près de la JSI, et ce avec une grande précision pour améliorer la robustesse des études expérimentales et augmenter la confiance en les résultats.

La littérature concernant l'effet des paramètres d'instrumentation pour la fusion de la JSI est incomplète, particulièrement pour les implants cylindriques et filetés insérés par approche postérieure.

2.4 Modèles éléments finis du pelvis et de la jonction sacro-iliaque

Plusieurs MÉF du bassin ont été développés au cours des dernières années [103]. Ceux-ci varient grandement en termes de choix de modélisation et d'applications. Le Tableau 2.4 présente une liste non-exhaustive de MÉF ayant un niveau de détails similaire au modèle utilisé dans le cadre de ce projet.

Tableau 2.4 Modèles par éléments finis du pelvis. Cort : Os cortical; Trab. : Os trabéculaire.

Auteurs	Description	Applications	Conditions limites	Validation
Cai et al. (2020) [104]	Cort: Tetra 3D Trab: Tetra 3D Cartilage: Tetra 3D Ligaments: Ressorts # de nœuds : 275 460 à 298 521 # d'éléments : 178 903 à 183 660	Comparaison de différentes configurations de fixation pour le traitement de fractures-dislocations	Compression de 600 N appliqué sur la surface de S1, position à deux jambes	Aucune/pas mentionnée
Casaroli et al. (2019) [105] Galbusera et al. (2020) [106]	Os: Tetra 3D (pas de distinction cort/trab) Ligaments : Ressorts lnon-inéaires Disques intervertébraux : Tetra 3D # de nœuds : 572 698 à 828 572 # d'éléments : 126 593 à 157 281	Effet des vis iliaques, des vis S2AI et des implants de fusion triangulaires sur les contraintes de l'instrumentation	<i>Follower-load</i> de 500 N et moments de 7.5 Nm dans tous les plans appliqués à L4, position à une jambe (un acétabulum fixé à la fois)	Littérature
Fradet et al. (2020) [21]	Cort : Tetra 3D Trab : Tetra 3D Cartilage : Tetra 3D Ligaments : Tetra 2D # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : pas mentionné	Comparaison de deux types de fixation pour les instrumentations longues du rachis	Chargement orthogonal antérieur et postérieur appliqué sur la vis (rampe) jusqu'à l'arrachement. Tiers distal des os fixé	Données expérimentales et littérature
Joukar et al. (2018; 2020) [48, 102]	Cort : Tetra 3D Trab : Tetra 3D Cartilage: Interface de contact Ligaments: Treillis non-linéaires, tension seulement # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : 144 360 à 767 694	- Effet du sexe sur la biomécanique de la JSI - Effet de la fusion de la JSI sur l'articulation de la hanche	<i>Follower-load</i> de 400 N et moments de 10Nm dans tous les plans appliqués à la surface supérieure de L1, fémurs fixés (position à deux jambes)	Données expérimentales (7 spécimens) et littérature
Yang et al. (2020) [107]	Cort : Hexa 3D Trab : Hexa 3D Cartilage: Interface de contact Ligaments: Ressorts # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : 730 591	Effet des ligaments sur la JSI et le pelvis pour deux positions	Compression de 600 N appliqué sur la plateau sacré, acétabulums ou ischions fixés selon position simulée	Validation de la géométrie seulement
Hammer et al. (2019) [108]	Os: Tetra et hexa 2D (pas de distinction cort/trab) Cartilage : Tetra 2D Ligaments : Ressorts # de nœuds : 282 581 # d'éléments : 195 611	Influence des ligaments sacro-épineux et sacro-tubéreux	Chargement de 300 N sur L5 et 100 N sur chaque acétabulum	Données expérimentales (6 spécimens)

Hu et al., (2017; 2019) [109, 110]	Cort: Tetra 2D Trab: Tetra 3D Symphyse : Tetra 3D Ligaments : Treillis, tension seulement # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : 3 313 369	- Effet de différentes conditions limites sur les contraintes pour la simulation de modèles du pelvis - Comparaison de trois techniques de fixation interne pour une rupture postérieure de l'anneau pelvien	- Compression de 100-600 N appliqué sur S1 et acétabulums (1) connectés aux fémurs via une interface de contact, (2) fixés aux têtes fémorales et (3) fixés dans toutes les directions, sans fémur - Compression de 500 N et moments de 10 Nm (flexion sagittale et latérale) appliqués sur S1, position à deux jambes et fémurs fixés	Littérature et données expérimentales (1 spécimen)
Kiapour et al. (2012) [73] Lindsey et al. (2015; 2018) [15, 101]	Cort : Hexa 2D Trab : Hexa 3D Cartilage : Interface de contact Ligaments : Treillis non-linéaires, tension seulement # de nœuds : 44 594 à 77 540 # d'éléments : 32 586 à 60 126	- Effet d'une inégalité de longueur des jambes sur la JSI - Effet de la fusion de la JSI sur le segment lombaire adjacent - Effet de différents paramètres d'instrumentation de fusion de la JSI	Compression de 400 N et moment de 10 Nm dans tous les plans appliqués à la vertèbre proximale (L1 ou L3), acétabulums fixés aux fémurs et fémurs fixés dans toutes les directions, position à deux jambes	Précédemment validé [74]
Shin et al. (2018) [111]	Cort : Hexa 3D Trab : Tetra 3D Ligaments: Ressorts # de nœuds : 341 569 # d'éléments : 223 833	Comparaison de types de fixation pour les instrumentations longues du rachis	Compression de 700 N et moment de 10 Nm (plan sagittal et axial) appliqués à L3, acétabulums fixés	Littérature
Lee et al. (2017) [112]	Cort : Hexa 3D Trab : Hexa 3D Cartilage : Hexa 3D Ligaments: Ressorts, tension seulement # de nœuds : 645 000 # d'éléments : 435 000	Comparaison de différentes techniques de fixation pour le traitement de blessures de la JSI	<i>Follower-load</i> de 400 N de T11 à L5, partie distale des fémurs fixés, position à deux jambes	Données expérimentales (pelvis artificiels)
Bruna-Rosso et al. (2014; 2016) [17, 113]	Cort : Tetra 3D Trab : Tetra 3D Symphyse : Tetra 3D Cartilage : Interface de contact Ligaments : Tetra 2D et 3D # de nœuds : 90 000 # d'éléments : 420,000	Étude des implants de fusion de la JSI	Compression de 600, 800 et 1000 N appliqué sur le plateau sacré, partie distale des os iliaques fixés	Données expérimentales (2 spécimens)
Fu et al. (2014) [114] Zhao et al. (2013) [115]	Cort : Tetra 2D Trab : Tetra 3D Cartilage : Hexa 3D Ligaments : Ressorts, tension seulement # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : pas mentionné	Comparaison de deux types de vis sacro-iliaques pour le traitement de fractures sacrales bilatérales	Chargement de 600 N appliqué sur la surface supérieure du sacrum, acétabulums fixés, position à deux jambes	Aucune/pas mentionnée

Mao et al. (2014) [116]	Cort : Tetra 2D Trab : Tetra 3D Cartilage : Interface de contact Ligaments : Treillis non-linéaires, tension seulement # de nœuds : 143 254 # d'éléments : 299 930	Effet du changement de la lordose après la chirurgie de fusion sur la JSI	Compression de 400 N et moment de 8.5 Nm dans tous les plans appliqués à L3, pelvis fixé dans toutes les directions	Littérature
Zhang et al. (2014) [117]	Cort : Tetra 2D Trab : Tetra 3D Cartilage : Tetra 2D Ligaments : Treillis, tension seulement # de nœuds : 58 948 # d'éléments : 285 170	Comparaison de types de fixation pour la dislocation de la JSI	Chargement (valeurs non précisées; combinaison d'un moment de flexion, compression et cisaillement) appliqué sur S1	Littérature
Hammer et al. (2013) [118]	Os : Tetra 2D (pas de distinction cort/trab) Cartilage : Tetra 2D Ligaments : Éléments « Link » # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : 155 000	Effet des ligaments sur la distribution de contraintes dans le pelvis	Sacrum fixé, compression de 600 N, position à deux jambes	Données expérimentales (7 spécimens)
Eichenseer et al. (2011) [119]	Cort: Tetra 2D Trab: Tetra 3D Cartilage: Interface de contact Ligaments: Treillis non-linéaires, tension seulement # de nœuds : 52 033 # d'éléments : 292 444	Réponse des ligaments de la JSI pour différentes conditions de chargements	Compression de 400 N et moments de 40 Nm (plan sagittal et axial) appliqués au plateau sacré, acétabulums fixés dans toutes les directions, position à deux jambes	Littérature
Ivanov et al. (2008; 2009) [74, 120]	Cort : Hexa 2D Trab : Hexa 3D Cartilage: Interface de contact Ligaments: Treillis non-linéaires, tension seulement # de nœuds : 44 594 # d'éléments : 32 586	Effet de la fusion lombaire sur la JSI	Compression de 400 N et moments (6 à 25 Nm) appliqués sur L3	Littérature
Leung et al. (2009) [121]	Os : Tetra 3D (pas de distinction cort/trab) Cartilage : Tetra 3D Ligaments : Treillis, tension seulement # de nœuds : pas mentionné # d'éléments : pas mentionné	Effet de la densité osseuse sur les déformations du pelvis	Chargement (25%, 50% et 75% du poids du corps) appliqué à L5, partie distale des fémurs fixée dans toutes les directions	Données expérimentales (1 spécimen)

Parmi les modèles présentés, certains résultats sont pertinents à l'étude des dispositifs de fusion de la JSI. En effet, il existe d'autres types d'instrumentation du bassin qui peuvent ajouter des connaissances transposables aux implants de fusion, comme les longues instrumentations du rachis avec ancrage au bassin. Parmi les types d'ancrage, il existe les vis sacro-iliaques, dont la technique la plus populaire est S2AI (*S2-alar-iliac*; Figure 2.18a), et les vis iliaques (Figure 2.18b). Ces vis sont généralement plus longues que les implants de fusion.

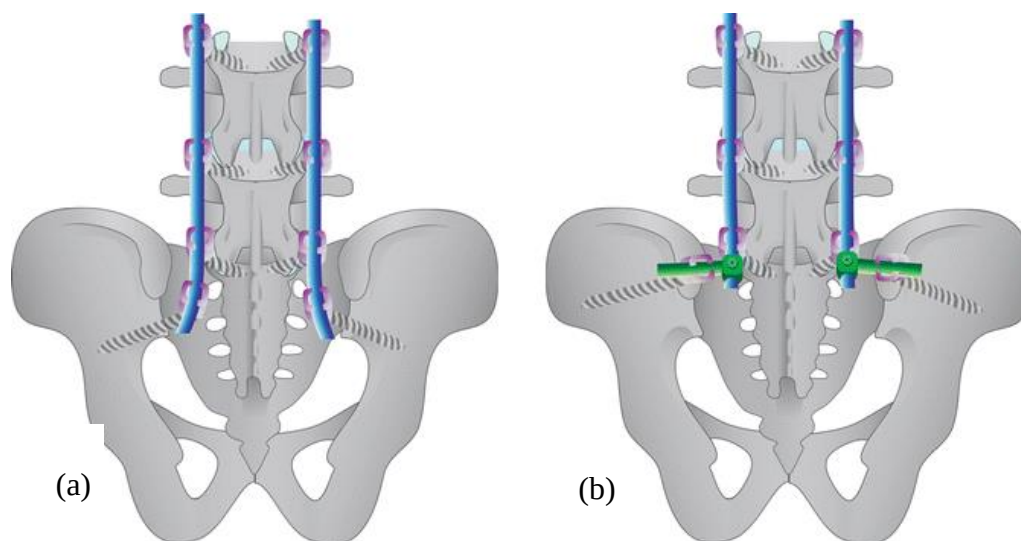


Figure 2.18 Instrumentations du bassin : (a) Vis S2AI et (b) vis iliaques. Extrait de Kashlan (2017), reproduit avec permission [122].

Fradet et al. ont comparé numériquement des configurations avec des vis sacrales et des vis sacro-iliaques (S1AI et S2AI) en faisant varier le diamètre (5.5 mm et 6.5mm) et la longueur (prise uni-, bi-, ou quadri-corticale). Les configurations étaient testées avec des propriétés d'os sain et d'os ostéoporotique dont la densité osseuse était réduite de 20%. Une augmentation du diamètre et de la longueur a augmenté significativement la force à la rupture et la raideur initiale alors que la diminution de la densité osseuse a eu pour effet de les réduire [21]. Shin et al. ont étudié les vis iliaques et les vis S2AI avec trois longueurs (60, 75 et 90 mm) et deux angles de vis (15° et 30°). Pour les vis S2AI, les contraintes étaient plus faibles pour la vis la plus longue, alors que l'angle de la vis avait peu d'effet [111]. Ces études connexes tendent à démontrer que des dispositifs plus longs et dont le diamètre est plus grand seraient favorables à la stabilisation de la JSI.

Bien que l'exploitation de MÉF soit un outil puissant dans le domaine du biomédical et offre plusieurs avantages, les conclusions tirées d'un tel modèle ne sont utiles que s'il a été correctement validé. Il existe des recommandations quant à la validation de modèles numériques, mais il n'y pas de protocole unique valable pour tous les contextes. Un guide ASME a été développé pour standardiser le processus d'évaluation de la crédibilité d'un modèle numérique pour des applications du domaine médical et sera utilisé comme référence dans le cadre de cette thèse [123]. Selon ce standard, le niveau de vérification et validation nécessaire doit être défini en fonction du contexte d'utilisation, de la portée des conclusions et du risque associé. Ce dernier dépend de l'influence et des conséquences potentielles des résultats du modèle. Par exemple, un modèle tentant de mieux comprendre un pathomécanisme nécessitera beaucoup moins de validation qu'un modèle de planification chirurgicale utilisé par un chirurgien. Par la suite, des activités de vérification et validation sont nécessaires pour s'assurer que le modèle mathématique sous-jacent est bien résolu (i.e. vérification), que le modèle représente bien la réalité d'intérêt (i.e. validation) et que l'effet des incertitudes des valeurs d'entrée sur les valeurs de sorties soient quantifiées. Il existe deux types de validation, soit la validation directe et indirecte [124]. Pour la première, les résultats du modèle sont comparés directement avec des données expérimentales pour lesquelles toutes les conditions sont connues, avec des essais généralement réalisés au sein de la même institution. La validation indirecte utilise plutôt les données provenant de la littérature, et dont les conditions exactes ne sont pas connues. Dans une revue de la littérature sur les modèles du bassin, Hammer et al. ont trouvé que sur 33 articles, cinq n'avaient fait aucune validation et seulement sept ont tenté de faire une validation directe. Pour le reste, les modèles ont été validés avec des données d'études *ex-vivo* de la littérature, des comparaisons qualitatives avec des cas cliniques ou des modèles synthétiques [103]. Les MÉF, malgré leur niveau de détails, demeurent basés sur plusieurs simplifications et devraient être utilisés avec précaution, en combinaison avec des études cadavériques [103].

CHAPITRE 3 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

La revue de la littérature a permis de mettre en évidence plusieurs problématiques en lien avec la fusion de la JSI et l'utilisation des différents implants existants.

- La JSI est une articulation peu mobile, mais qui a une biomécanique complexe qui varie entre les individus et à travers l'âge ;
- La performance des dispositifs de fusion de la JSI repose principalement sur des études cliniques et quelques études biomécaniques ;
- Les taux de révision des chirurgies de fusion de la JSI peuvent atteindre 30% et les causes les plus fréquentes sont une récurrence des symptômes (48%) ou un positionnement d'implants douloureux (38%) ;
- Les choix chirurgicaux reposent encore principalement sur des principes empiriques et sur l'expérience des chirurgiens ;
- Les effets des paramètres d'instrumentation (nombre d'implants, trajectoire, dimensions) sur la réduction des déplacements intra-articulaires de la JSI ne sont pas bien compris ;
- Les études cadavériques actuelles ne décrivent pas de façon complète et précise la biomécanique de la JSI ;
- La majorité des études biomécaniques sur la fusion de la JSI utilise des implants dont la section transversale est triangulaire, et dont le comportement est potentiellement très différent des implants cylindriques filetés, évidés et fenêtrés ;
- Il n'existe pas d'étude cadavérique sur les dispositifs de fusion de la JSI insérés par approche postérieure oblique ;
- Les études numériques portant sur les dispositifs de fusion de la JSI se limitent à une seule géométrie pelvienne pour un seul jeu de propriétés mécaniques et ne prennent pas en compte la grande variabilité interindividuelle présente dans la population ;

- La validation des modèles numériques existants est incomplète et repose majoritairement sur de vieilles études expérimentales issues de la littérature n'incluant pas la réponse mécanique d'implants de fusion de la JSI.

Malgré l'intérêt grandissant des dernières années face à la fusion minimalement invasive de la JSI, les études expérimentales et numériques existantes ne permettent pas une bonne compréhension de la biomécanique de cette articulation et de son instrumentation. Il n'existe pas de consensus sur les stratégies chirurgicales permettant la meilleure stabilisation biomécanique de la JSI en vue d'une fusion osseuse.

3.1 Question et hypothèses de recherche

La question de recherche de ce projet est: *Comment maximiser la stabilisation biomécanique de la jonction sacro-iliaque grâce aux choix relatifs aux paramètres d'instrumentation de fusion en fonction des paramètres relatifs au patient?*

Les hypothèses de recherche sont :

H1 : Les paramètres d'instrumentation ont une influence significative ($p < 0.05$) sur la stabilisation biomécanique de la JSI.

H2 : Les paramètres relatifs au patient ont une influence significative ($p < 0.05$) sur les déplacements intra-articulaires de la JSI et sur la stabilisation biomécanique de la JSI suite à son instrumentation.

La stabilisation biomécanique de la JSI et la performance des implants (variables dépendantes) peuvent être caractérisées par des indices tels que :

- la réduction des déplacements intra-articulaires verticaux et angulaires de la JSI;
- la distribution et niveau des contraintes internes dans l'os en périphérie des implants;
- le volume d'os ayant atteint la déformation à la rupture;
- le volume d'os ayant atteint 75% de la limite d'élasticité.

Les paramètres d'instrumentation qui seront traités dans ce projet sont :

- le nombre d'implants;
- les points et les trajectoires d'insertion.

Les paramètres relatifs au patient qui seront traités dans ce projet sont :

- la densité osseuse;
- la morphologie pelvienne;
- les propriétés mécaniques des ligaments de la JSI et du cartilage.

3.2 Objectifs

L'objectif général de ce projet de thèse est de caractériser la biomécanique de la JSI, avec et sans implants, et de développer un modèle numérique permettant d'étudier les dispositifs de fusion de la JSI.

Une approche hybride expérimentale et numérique a été choisie pour répondre à la question de recherche et à l'objectif général. De cette approche découlent trois objectifs spécifiques :

- O1 : Caractériser expérimentalement la mobilité de la JSI, avec et sans implants, sous des charges fonctionnelles pertinentes.
- O2 : Raffiner, calibrer et valider un modèle numérique par éléments finis existant du pelvis, en focalisant sur la JSI.
- O3 : Étudier l'influence de paramètres relatifs au patient et de paramètres d'instrumentation sur les déplacements intra-articulaires de la JSI et la stabilisation biomécanique de la JSI.

3.3 Organisation de la thèse

Les chapitres 4 à 7 présentent les travaux et études réalisés dans le but de répondre à la question de recherche, aux hypothèses et aux objectifs (Figure 3.1). Le travail de recherche se divise en deux volets principaux, soit un volet expérimental et un volet numérique. Les chapitres 4 et 5 porteront sur deux études cadavériques (études 1 et 2) et répondront au premier objectif (O1). Il sera composé de deux articles scientifiques (AS). Le deuxième objectif (O2) sera traité dans le chapitre 6. Dans ce chapitre, les résultats du volet expérimental seront utilisés pour faire la vérification et validation du modèle, étape nécessaire pour en assurer la crédibilité et permettre l'exploitation pour le contexte d'utilisation spécifique à l'instrumentation de la JSI. L'exploitation du modèle numérique permettra de répondre au troisième objectif (O3). Le chapitre 7 portera sur l'effet de la morphologie pelvienne sur la mobilité de la JSI, sans instrumentation (étude 3). Les chapitres 8 et 9 présenteront deux études numériques portant sur l'instrumentation de la JSI en prenant en compte l'influence de certains paramètres relatifs au patient. L'étude 5 sera présentée sous forme d'un article scientifique. Le chapitre 10 présentera une discussion générale des choix méthodologiques et des résultats obtenus lors des différentes études. Finalement, une conclusion générale incluant des recommandations cliniques et technologiques sera présentée dans le chapitre 11.

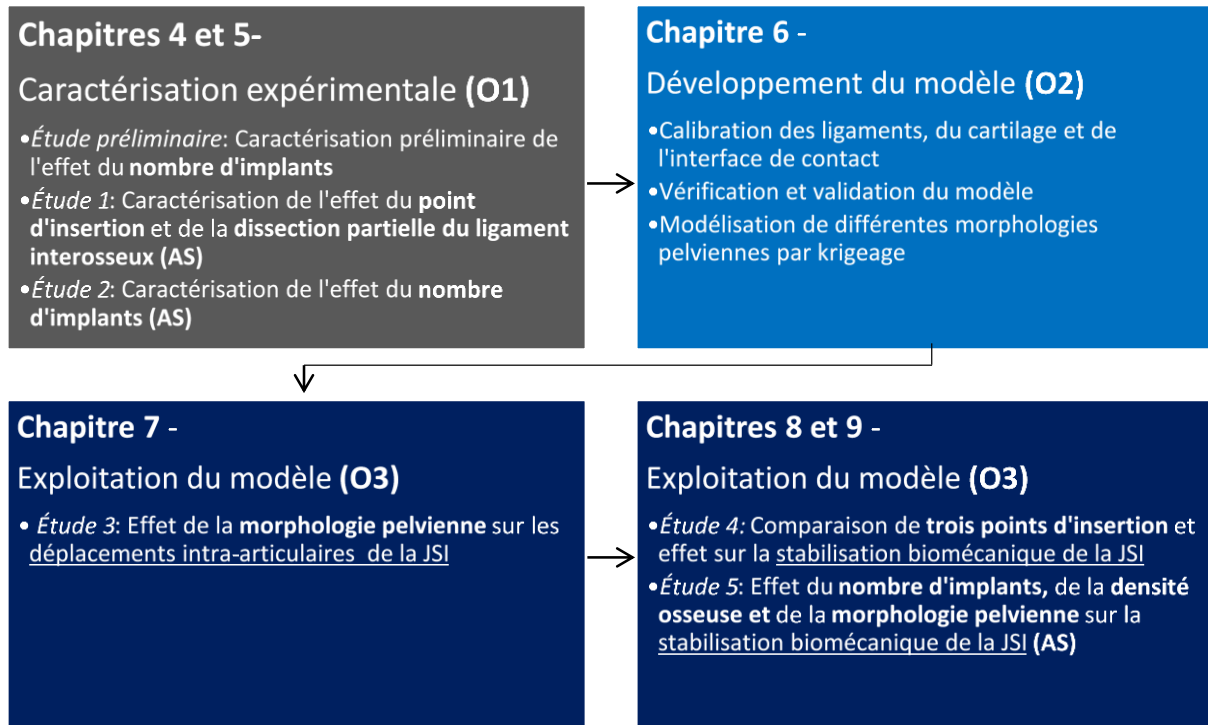


Figure 3.1 Organisation des chapitres et des études de la thèse. AS : Article scientifique

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF TWO INSERTION SITES FOR THE FIXATION OF THE SACROILIAC JOINT VIA OBLIQUE LATERAL APPROACH

L'article intitulé « Biomechanical analysis of two insertion sites for the fixation of the sacroiliac joint via oblique lateral approach » a été publié en ligne dans la revue *Clinical Biomechanics* (Impact Factor du Journal citation report 2019 : 1.977) le 20 février 2020. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Cet article porte sur le premier objectif (O1). Cette étude visait à caractériser expérimentalement l'effet de l'instrumentation insérée par approche postérieure oblique (nommée *oblique latérale* dans l'article) et comparer deux points d'insertion possibles.

Auteurs et affiliations : Roxanne Dubé-Cyr^{a,b,c,d}, Carl-Éric Aubin^{a,b,c}, Isabelle Villemure^{a,b,c}, Rohan-Jean Bianco^{c,d}, Yves Godio-Raboutet^{c,d}, Pierre-Jean Arnoux^{c,d}

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

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

(c) iLab-Spine (International Laboratory - Spine imaging and Biomechanics), Montreal, Canada and Marseille, France

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

Corresponding author:

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

Keywords: Sacroiliac joint, sacroiliac joint fixation, sacroiliac joint fusion, arthrodesis, biomechanics, minimally invasive surgery

4.1 Abstract

Background: The sacroiliac joint is an important source of low back pain. In severe cases, sacroiliac joint fusion is used to reduce pain, but revision rates can reach 30%. The lack of initial mechanical stability may lead to pseudarthrosis, thus not alleviating the patient's symptoms. This could be due to the damage induced to the interosseous ligament during implant insertion. Decoupling instrumentation steps (drilling-tapping and implant insertion) would allow verifying this hypothesis. Moreover, no biomechanical studies have been published on sacroiliac joint fixation with an oblique lateral approach, while it has important clinical advantages over the direct lateral approach.

Methods: Eight cadaveric human pelvis with both ischia embedded were tested in three sequential states: intact, drilled-tapped and instrumented with one cylindrical threaded implant with an oblique lateral trajectory. Specimens were assigned one of two insertion sites (distal point; near the posterior superior iliac spine, and proximal point; anterosuperior to the distal point) and tested in compression and flexion-extension. Vertical and angular displacements of the sacroiliac joint were measured locally using digital image correlation methods.

Findings: In compression, instrumentation significantly reduced vertical displacements (17% (SD 22%), $P=0.04$) but no difference was found for angular displacements or flexion-extension loads ($P > 0.05$). Drilling-tapping did not change the stability of the sacroiliac joint ($P > 0.05$); there was no statistical difference between the insertion sites ($P > 0.05$).

Interpretations: Insertion of one implant through either the distal or proximal insertion site with an oblique lateral approach significantly reduced vertical displacements of the sacroiliac joint in compression, a predominant load of this joint.

Research ethics committee: Polytechnique Montreal: CÉR-1617-30.

4.2 Introduction

The sacroiliac joint (SIJ) ensures the transmission of important forces from the spine and upper body to the lower limbs. The SIJ generates pain in 15 to 30% of patients suffering from low back pain (Cohen et al., 2013). Treatment options include anti-inflammatory medication, physical

therapy, sacral belt, and in last resort, surgical fusion. For the latter, implants are inserted across the sacrum and ilium through the SIJ to allow mechanical stability. An osseointegration process begins and the opposing bony surfaces start to biologically fuse. In a meta-analysis evaluating five clinical outcome measures, minimally invasive SIJ fusion was proven effective for alleviating girdle pain (Lingutla et al., 2016). Minimally invasive SIJ surgeries limit tissue exposure during surgery and only necessitate a 3-cm long incision while offering greater pain relief than open surgeries (Smith et al., 2013). Still, the fusion rate ranges from 25 to 88% after 12 months (Cross et al., 2018; Duhon et al., 2016; Kube and Muir, 2016; Rudolf and Capobianco, 2014; Treon et al., 2016). Patients with persistent or recurrent pain may require a revision surgery, with revision rates reaching 30% after 4 years (Spain and Holt, 2017).

As the quality of the biological fusion and osseointegration is linked to the initial mechanical stability (Javed et al., 2013), researchers have investigated the effect of instrumentation on SIJ range of motion (RoM). In cadaveric studies, instrumentation with either two cylindrical and threaded implants, or three implants with a triangular cross-section significantly decreased the RoM by 27% to 54% (Lindsey et al., 2014, 2018a; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015). However, the SIJ RoM is not significantly reduced for all specimens. Counterintuitively, the SIJ RoM is sometimes increased following fixation (Lindsey et al., 2014, 2018a; Soriano-Baron et al., 2015). In a clinical setting, an insufficient reduction in SIJ RoM may lead to pseudarthrosis, which does not alleviate the patient's symptoms. Increased RoM could be explained by the damage to the interosseous ligament (IOL), the strongest and largest of SIJ ligaments (Vleeming et al., 2012) during implant insertion. The IOL directly connects the SIJ surfaces together, so a modification to its integrity could lead to a loss of stability greater than the stability gain provided by the implants. This hypothesis could be verified by isolating the effects of drilling and tapping on SIJ stability, which has not been done before. Decoupling instrumentation steps (drilling-tapping and implant insertion) would allow a better understanding of SIJ biomechanics and SIJ fixation.

SIJ initial mechanical stability also depends on certain surgical choices like the surgical approach and implant trajectory, as well as the type, size, and number of implants. For instance, the two main surgical approaches for minimally invasive SIJ fixation are the direct lateral and

the oblique lateral approaches, respectively referred to as lateral and oblique in the text for simplicity. Compared to the oblique approach, the lateral approach requires more dissection of the gluteal muscles (medius and maximus). However, most of the recent clinical studies have used the lateral approach with triangular dowel implants and are industry-sponsored (Yson et al., 2019). Recently, two retrospective studies have compared the lateral and oblique approaches, using triangular implants and cylindrical threaded implants respectively. Majd et al. found the oblique approach to be superior for some clinical outcomes (higher rate of significant improvement on the visual analogue scale (VAS) (65% vs 45%), lower estimated blood loss (33 cm³ vs 60 cm³), lower adverse event rate (6.7% vs 20%)) (Majd, 2018). However, significance was not mentioned. Claus et al. found that both approaches led to a significant improvement of the Oswestry Disability Index (ODI) and SF-12 (Short Form-12 health survey) scores, without a significant difference between the two techniques (Claus et al., 2020). Length of stay, estimated blood loss were not statistically different between the groups but the oblique approach had a significantly longer surgery (60 min vs 41 min) (Claus et al., 2020). Revision rate was higher for the oblique approach compared to the lateral approach (6.1% vs 2.4%), but the difference was not statistically significant. Many experimental and numerical studies have been conducted on the lateral approach (Jeong et al., 2018; Lindsey et al., 2014, 2015, 2018a, 2018b; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015) compared to only one numerical study on the oblique approach (Bruna-Rosso et al., 2016). Bruna-Rosso et al. (2016) simulated an oblique SIJ instrumentation using a finite element model of the pelvis with one to two threaded implants and compared two insertion sites and two implant orientations. Placing the implant farther from the SIJ center of rotation (CoR) (located at the axial interosseous ligament according to Farabeuf's theory (Kapandji, 2007)) and using an orientation more parallel to the SIJ CoR led to a better stabilization of the SIJ subjected to compression loads. No cadaveric studies have been published on this approach, but such study would allow a better understanding of oblique fixation and help further reduce revision rates.

Hence, the current study aimed to experimentally measure the isolated effects of drilling and tapping as well as the effects of oblique SIJ fixation on SIJ RoM while comparing two possible insertion sites. It was hypothesized that instrumenting the SIJ with one implant would lead to significant motion reduction and that there would be a significant difference between the two tested insertion points.

4.3 Methods

4.3.1 Specimen preparation

The pelves (sacrum and iliac bones) of eight human specimens (age ranged from 73 to 94 years old; Table 4.1) embalmed with a zinc chloride solution were harvested. They were thawed at room temperature and cleaned of muscle tissue while keeping the ligaments of the SIJ intact (anterior, posterior, IOL, sacrotuberous and sacrospinous ligaments). CT-scans were taken to ensure there were no anomalies like bone bridging. Bone mineral density was measured with a calibration phantom (Model 062M Electron Density Phantom, CIRS Inc., Virginia, USA). Specimens were wrapped in saline-soaked gauze, placed in plastic bags and stored at -20°C . The day before testing, they were thawed at room temperature and placed in neutral position (i.e. anterior superior iliac spine in line with the pubic symphysis in the vertical plane). The inferior part of the specimens was embedded in a bloc of fast-curing resin (1:1 mixture of F18 Polyol and F18 Isocyanate, Axson Technologies, Cergy, France) up to the obturator foramina in a double-leg stance model (Figure 4.1A). They were wrapped in saline-soaked gauze and put in a refrigerator (4°C) until the next day. Right before the beginning of the tests, a random speckle pattern was produced on the anterior SIJ surfaces using a black spray paint over uniform white paint (Figure 4.1A).

4.3.2 Test procedure

Specimens were randomly divided into two equal groups ($n=4/\text{group}$) and assigned one of two insertion sites. The distal point was located near the posterior superior iliac spine (PSIS) (Figure 4.2). The proximal point was positioned anterosuperiorly to the distal point (Bruna-Rosso et al., 2016).

Metal bars and clamps rigidly fastened the resin bloc to a 370.02-15kN MTS servohydraulic system (MTS Systems, Créteil, France) (Figure 4.1B). A custom metal piece was firmly fixed on the endplate of S1 with wood screws. The displacements between the sacrum and the ilium were measured in three states. First, the specimens were tested in the “intact state” under compression and flexion-extension (FE) loads (see next paragraph) to obtain a reference RoM and allow subsequent comparison. Next, using an oblique lateral approach (Figure 4.2) (Bruna-Rosso et al.,

2016), we positioned a guidewire using a template to ensure repeatability of the insertion sites. Then, a drill and a depth-stop were used over the guidewire to drill a 12-mm diameter hole for a 50-mm long threaded, cannulated and fenestrated implant (RIALTO™ Sacroiliac Joint Fusion System, Medtronic, Memphis, TN, USA). With a surgical tap, we threaded the insertion hole and tested the specimens for the “drilled state”. Finally, the implant was inserted and specimens were tested again in the “instrumented state”. All implants were inserted on the right side. Implant position was confirmed with a CT-scan after testing.

Specimens were tested in compression and FE under quasi-static loads (10 N/s) preceded by 15 preconditioning cycles (0.5 Hz) of 40 N. The compression loads (i.e. vertical axis) reached 500 N and were applied with a hinge joint (Figure 4.3A). The 2 cycles of FE (i.e. sagittal plane) ranging from -7.5 Nm to 7.5 Nm were applied with a pivot joint. The FE moments were achieved with a lever arm and a 5-kg weight, resulting in a combined compression ranging from 25 to 175 N respectively (Figure 4.3B). A total of six tests were performed for each specimen. On average, it took 120 min to perform the tests (time ranged from 80 to 185 min). To avoid dehydration during testing, saline-soaked gauzes were applied posteriorly on the sacrum, covering the posterior portion of the SIJs.

4.3.3 Data measurement and analysis

Two 1MP cameras (FASTCAM SA3 Model 120K, Photron Europe Limited, West Wycombe, UK) were placed with a 20° to 25° angle between them (Figure 4.1B). The intra-articular displacements were measured locally with the Correlated Solutions VIC-3D measurement system (Correlated Solutions Incorporated, Columbia, SC, USA). This system calculated the three-dimensional displacements on the surface nearby the joint based on the principle of digital image correlation (DIC). In-plane precision was under 0.005mm while out-of-plane precision was 0.01 mm.

Using the VIC-3D software, we numerically selected sets of three points along the right SIJ (three on the ilium and three on the sacral ala) for a total of six points (Figure 4.4). The relative vertical displacements (VD) (z-axis) of the sacrum were computed with regard to the ilium. The vertical displacement of the ilium (pt. 2) was subtracted from the vertical displacement of the sacrum (pt. 5) throughout loading, and the maximum value over time was reported. To measure

the relative angular displacements (AD) in the sagittal (x-z) plane, lines connecting the top and bottom points for each set of points (1–3; 4–6) were virtually drawn. Next, the angle between the sacral ala and the ilium was computed before (θ_B) and throughout loading (θ_A) using the lines' slopes. The angle difference over time ($\Delta AD = \theta_A - \theta_B$) was measured. For the FE loads, the values reported represent the total RoM, i.e. the maximum AD in flexion added to the maximum AD in extension. Both VD and AD were computed for each loading scenarios.

4.3.4 Statistical analysis

Statistical analysis was made with Statistica (v13.3; TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA). A Wilcoxon signed rank test was applied to compare the “drilled state” and the “instrumented state” to the “intact state” and check for significant differences. This type of analysis takes into account the inter-variability that is inherent to cadaveric testing. The two insertion sites were compared by applying a Mann-Whitney U test on the normalized data (percentage change with regard to the “intact state” of each specimen). For all statistical tests, the significance level was set at 0.05.

4.4 Results

Seven specimens completed the testing protocol (Table 4.1). One specimen (ID1) deteriorated at the end of the second test and was therefore not included in the analysis. The age ranged from 73 to 94 years. No bone bridging was detected from the CT-scans.

Intra-articular displacements of adjoining sacrum and ilium of the “intact state” ranged from 0.08mm to 2.20mm for VD (translation) and from 0.15° to 2.83° for AD (rotation) (Table 4.2). No significant difference was found in compression or in FE between the “intact state” (CI: 0.14–1.36 (compression, VD), 0.05–0.40 (FE, VD), CI: 0.01–1.70 (compression, AD), 0.16–0.75 (FE, AD)) and the “drilled state” (CI: 0.14–1.19 (compression, VD), 0.06–0.41 (FE, VD), CI: –0.01–1.52 (compression, AD), 0.14–0.79 (FE, AD), ($P > 0.05$)). In compression, insertion of the implant led to a significant decrease of VD compared to the “intact state” (CI: 0.08–1.16, $P=0.04$). It had no significant effect on AD (CI: 0.001–1.56) ($P > 0.05$). In FE, the implant had no significant effect on VD (CI: 0.06–0.36) or AD (CI: 0.21–0.68) ($P > 0.05$). There was no

significant difference between the two insertion sites in compression (CI: -37.37 – 2.96 (VD), CI: -23.25 – 19.81 (AD)) or in FE (CI: -35.50 – 41.33 (VD), CI: -22.41 – 35.94 (AD), $P > 0.05$) (Table 4.3).

4.5 Discussion

We experimentally measured the isolated effects of drilling and tapping as well as implant insertion on SIJ stability and compared two insertion sites using image correlation methods. The VD of the intact SIJs agree with previous studies, which reported means ranging from 0.32 to 0.7mm (Baria, 2010; Hammer et al., 2019; Jacob and Kissling, 1995). The measured AD are in line with rotations measured in vivo (means of 0.5° and 0.8° , respectively) (Kibsgard et al., 2014, 2017) but are below AD reported in most ex vivo studies (means ranging from 1.3° to 4.5° for similar FE loads) (Hammer et al., 2019; Lindsey et al., 2014, 2018a; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015). Those ex vivo studies had younger subjects and higher female to male ratios, both factors increasing SIJ mobility. Moreover, the single-leg stance model used in these studies increases the shear force (Dall et al., 2015) and thus leads to larger SIJ displacements. The rehabilitation guidelines by Dall et al. recommend avoiding single-leg stance until bony fusion has occurred, which is usually within 6 to 8 weeks (Dall et al., 2015). Cadaveric testing aims to simulate the initial postoperative stabilization; therefore, a double-leg stance model was deemed appropriate. The distance from the SIJ to the reference point on the ilium may also influence the reported RoM. Lindsey et al., Soriano-Baron et al. and Jeong et al. placed their marker on the iliac wings, near the anterior superior iliac spine, while Shih et al. placed it near the acetabulum (Jeong et al., 2018; Lindsey et al., 2014; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015). Hammer et al. quantified the RoM of the ilia during compressive loading of L5 and showed motion was present between the SIJ and the pubic symphysis (Hammer et al., 2019), meaning the ilium should not be considered as a rigid body. Using a double-leg stance model, they found a negligible AD of the sacrum with regard to the ilium of 0.01° . In the present study, DIC allowed to select iliac reference points millimeters away from the articulation, which may give a better representation of the actual relative displacements of the SIJ.

The loads used in this study do not represent all possible loads present in the pelvis. Compression is the most important load of the SIJ because it is almost always present in most diurnal postures

and motions (i.e. upper body weight) and contributes to the stability of the pelvic ring (Vleeming and Schuenke, 2019). FE is also involved in several tasks, and puts even more loads on the SIJ. In this study, it was modeled with a lever-arm that led to a combination of FE and compression. This type of loading may be more realistic than pure moments, which do not take into consideration the stability provided by the compression and force-closure mechanisms. Lateral bending and axial rotation were not included, but could be tested in future studies to assess a wider variety of possible loadings.

Drilling and tapping for one implant unilaterally did not destabilize the SIJ. Therefore, the damage to the IOL created to insert an implant does not explain why some specimens lose stability after instrumentation. The maximum cross-section area of IOL that was cut ($\approx 115\text{mm}^2$) remains relatively small compared to its total section of approximately 750mm^2 (Steinke et al., 2010). In a study by Dall et al., transecting the entire posterior ligament complex (including the IOL) led to a significant, but relatively small increase of motion, with AD staying under 2° (Dall et al., 2015). This could be because form-closure mechanisms such as the self-locking arrangement of the pelvis and the fitting ridges and grooves of the articular surfaces provide great stability to the SIJ (Vleeming and Schuenke, 2019). Thus, SIJ stability relies only partially on the IOL. Another possible explanation for the lack of initial mechanical stability could be poor bone quality, but additional testing needs to be done.

Implant insertion significantly decreased VD for the compression load, with an average reduction of 17% (SD 22%), which is likely not enough to lead to an osseointegration. Instrumentation with one implant contributed relatively little to the stabilization of the SIJ, and had no significant effect on AD and for FE loads. Likewise, Jeong et al. did not find a significant decrease of AD in FE following instrumentation with three triangular implants (Jeong et al., 2018). Contrastingly, similar studies have reported a significant decrease of AD in FE using two or three implants (Lindsey et al., 2014, 2018a; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015). However, most of them compared the RoM of the instrumented state to a “destabilized” state (posterior ligaments and/or pubic symphysis cut) (Lindsey et al., 2014; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015), which may amplify the action of the implants. In the current study, the “instrumented state” consisted of only one implant and was compared to the “intact state”. Because of the rotatory nature of the SIJ biomechanics, one fixation point may not be enough to successfully restrain

different types of movements, especially given the proximity of the implant to the CoR of the SIJ, located near S2 (Kapandji, 2007). Adding more implants may reduce this effect and further increase stability, but additional testing is necessary.

The position of the two clinically plausible insertion sites tested did not lead to statistically different RoM reduction in the case of a one-implant scenario, as opposed to the previous numerical study of Bruna- Rosso et al. (2016). The distance between the two tested sites was less than 15 mm, which might be too small to have an impact on the RoM. Hence, both insertion points provided a comparable SIJ stabilization.

Some mobility always remains *ex vivo* following instrumentation (Jeong et al., 2018; Lindsey et al., 2014, 2018a; Shih et al., 2018; Soriano-Baron et al., 2015), and it is hard to define a clinically significant RoM reduction. Muscular activity further stabilizes the SIJ *in vivo*, but remaining micromovements may hinder the osseointegration process. The ideal RoM reduction threshold to allow proper SIJ fusion is not known. Such threshold would be relevant to define clinical significance and assess the action of SIJ fusion implants. Moreover, the relation between the amount of RoM reduction and the patient's pain is not currently known but is of interest since pain is the primary clinical outcome measure.

This experimental study has some limitations. Results may have been influenced by freeze-thaw cycles, the duration of the tests and embalmment. Tan et al. studied the effect of freeze-thaw cycles, and multiple within- and between-day testing on human cadaveric lumbosacral spine (Tan and Uppuganti, 2012). They found that the initial three freeze-thaw cycles had no significant effect on the RoM of the segments and that cumulative testing (8 tests; up to 12 h) within a single day did not lead to significant differences in RoM. In the present study, each specimen went through two freeze-thaw cycles and testing was done in a single day, in under 3 h, so the impact on the results are thought to be minimal. However, because of the paint and speckle pattern, it was not possible to apply saline-soaked gauzes on the anterior portion of the SIJs, and fully guaranty that the mobility of the SIJ was not altered. Given that the tests were performed in 120 min on average, we believe that the ligament of interest, the IOL, was deep enough to stay hydrated throughout testing. As for embalmment, it is not known to which extent it could have stiffened the ligaments of the SIJ. However, unlike a true synovial joint, the biomechanics of the

SIJ relies largely on form-closure mechanisms of the pelvis (i.e. shape of the bones) that are independent of soft tissues, thus we believe the effect of soft tissue stiffening was limited. The specimens were old with varying bone quality but we verified using CT-scans the absence of bone bridging or other anomalies. In addition, the measured effect of the implants was obtained on the basis of comparison, so the conclusions drawn likely remain valid.

4.6 Conclusions

This is the first biomechanical study to investigate SIJ fusion via an oblique lateral approach. We measured the isolated effects of drilling-tapping and instrumentation on SIJ stability and compared two different insertion sites. Drilling through the IOL did not increase the intra-articular displacements of the SIJ, and thus this hypothesis is rejected. Our main hypothesis was only partly accepted, as instrumenting the SIJ with one implant significantly decreased vertical displacements in compression but led to no motion reduction in flexion-extension and no significant difference between both insertion sites.

Declaration of competing interest:

The authors declare the following financial interests/personal relationships which may be considered as potential competing interests: Medtronic provided the implants and surgical kit for the study. Carl-Éric Aubin – Funding: Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada) (grant number PCIPJ-346145). Development grant from Medtronic Canada (outside of the subject of the manuscript). The other authors have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgments:

The authors acknowledge the support of Dr Kathia Chaumôître, MD, and the Assistance Publique-Hôpitaux de Marseille, (Hôpital Nord, Marseille, France) for their radiologic expertise. The authors would also like to thank: the A*MIDEX foundation, France, MITACS Globalink, the Fonds de Recherche du Québec - Nature et Technologies and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of

Canada – grant number: PCIPJ-346145) for their financial support and Medtronic for providing the implants and surgical kit for the study.

4.7 References

Baria, D., 2010. Sacroiliac Joint Biomechanics and Effects of Fusion. 166 University of Miami, Ann Arbor.

Bruna-Rosso, C., Arnoux, P.J., Bianco, R.J., et al., 2016. Finite element analysis of sacroiliac joint fixation under compression loads. *Int. J. Spine Surg.* 10, 16.

Claus, C.F., Lytle, E., Kaufmann, A., et al., 2020. Minimally invasive sacroiliac joint fusion using triangular titanium versus cylindrical threaded implants: a comparison of patient-reported outcomes. *World Neurosurg.* 133, e745–e750.

Cohen, S.P., Chen, Y., Neufeld, N.J., 2013. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert. Rev. Neurother.* 13, 99–116.

Cross, W.W., Delbridge, A., Hales, D., et al., 2018. Minimally invasive sacroiliac joint fusion: 2-year radiographic and clinical outcomes with a principles-based SIJ fusion system. *Open Orthop. J.* 12, 7–16.

Dall, B.E., Eden, S.V., Rahl, M.D., 2015. Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide, 1 ed. Springer International Publishing.

Duhon, B.S., Bitan, F., Lockstadt, H., et al., 2016. Triangular titanium implants for minimally invasive sacroiliac joint fusion: 2-year follow-up from a prospective multicenter trial. *Int. J. Spine Surg.* 10, 13.

Hammer, N., Scholze, M., Kibsgård, T., et al., 2019. Physiological in vitro sacroiliac joint motion: a study on three-dimensional posterior pelvic ring kinematics. *J. Anat.* 234 (3), 346–358.

Jacob, H.A., Kissling, R.O., 1995. The mobility of the sacroiliac joints in healthy volunteers between 20 and 50 years of age. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 10, 352–361.

Javed, F., Ahmed, H.B., Crespi, R., et al., 2013. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: factors of influence and evaluation. *Interv. Med. Appl. Sci.* 5, 162–167.

Jeong, J.H., Leasure, J.M., Park, J., 2018. Assessment of biomechanical changes after sacroiliac joint fusion by application of the 3-dimensional motion analysis technique. *World Neurosurg.* 117, e538–e543.

Kapandji, A.I., 2007. *Physiologie Articulaire: Schémas Commentés de Mécanique Humaine*. 3, Rachis, Ceinture Pelvienne, Rachis Lombal, Rachis Dorsal, Rachis Cervical, Tête, 6 ed. Maloine, Paris.

Kibsgard, T.J., Roise, O., Stureson, B., et al., 2014. Radiostereometric analysis of movement in the sacroiliac joint during a single-leg stance in patients with long lasting pelvic girdle pain. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 29, 406–411.

Kibsgard, T.J., Rohrl, S.M., Roise, O., et al., 2017. Movement of the sacroiliac joint during the Active Straight Leg Raise test in patients with long-lasting severe sacroiliac joint pain. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 47, 40–45.

Kube, R.A., Muir, J.M., 2016. Sacroiliac joint fusion: one year clinical and radiographic results following minimally invasive sacroiliac joint fusion surgery. *Open Orthop. J.* 10, 679–689.

Lindsey, D.P., Perez-Orribo, L., Rodriguez-Martinez, N., et al., 2014. Evaluation of a minimally invasive procedure for sacroiliac joint fusion – an in vitro biomechanical analysis of initial and cycled properties. *Med. Devices (Auckl.)* 7, 131–137.

Lindsey, D.P., Kiapour, A., Yerby, S.A., et al., 2015. Sacroiliac joint fusion minimally affects adjacent lumbar segment motion: a finite element study. *Int. J. Spine Surg.* 9, 64.

Lindsey, D.P., Parrish, R., Gundanna, M., et al., 2018a. Biomechanics of unilateral and bilateral sacroiliac joint stabilization: laboratory investigation. *J. Neurosurg. Spine* 28, 326–332.

Lindsey, D.P., Kiapour, A., Yerby, S.A., et al., 2018b. Sacroiliac joint stability: finite element analysis of implant number, orientation, and superior implant length. *World J. Orthod.* 9, 14–23.

Lingutla, K.K., Pollock, R., Ahuja, S., 2016. Sacroiliac joint fusion for low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Eur. Spine J.* 25, 1924–1931.

Majd, M.E., 2018. Retrospective analysis of Sacroiliac Joint (SIJ) fusions comparing the percutaneous transgluteal approach to the posterior oblique approach. *Spine J.* 18, S18–S19.

Rudolf, L., Capobianco, R., 2014. Five-year clinical and radiographic outcomes after minimally invasive sacroiliac joint fusion using triangular implants. *Open Orthop. J.* 8, 375–383.

Shih, Y.C., Beaubien, B.P., Chen, Q., et al., 2018. Biomechanical evaluation of sacroiliac joint fixation with decortication. *Spine J.* 18 (7), 1241–1249.

Smith, A.G., Capobianco, R., Cher, D., et al., 2013. Open versus minimally invasive sacroiliac joint fusion: a multi-center comparison of perioperative measures and clinical outcomes. *Ann. Surg. Innov. Res.* 7, 14.

Soriano-Baron, H., Lindsey, D.P., Rodriguez-Martinez, N., et al., 2015. The effect of implant placement on sacroiliac joint range of motion: posterior versus transarticular. *Spine (Phila Pa 1976)* 40, E525–E530.

Spain, K., Holt, T., 2017. Surgical revision after sacroiliac joint fixation or fusion. *Int. J. Spine Surg.* 11, 24–30.

Steinke, H., Hammer, N., Slowik, V., et al., 2010. Novel insights into the sacroiliac joint ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)* 35, 257–263.

Tan, J., Uppuganti, S., 2012. Cumulative multiple freeze-thaw cycles and testing does not affect subsequent within-day variation in intervertebral flexibility of human cadaveric lumbosacral spine. *Spine* 37, E1238–E1242.

Treon, K., Clement, A.T., Craig, N.J.A., 2016. Fusion rates following distraction interference arthrodesis of the sacroiliac joint. A retrospective study of post-operative computerized tomography (CT) scans. *Spine J.* 16, S77.

Vleeming, A., Schuenke, M., 2019. Form and force closure of the sacroiliac joints. *PM R* 11 (Suppl. 1), S24–s31.

Vleeming, A., Schuenke, M.D., Masi, A.T., et al., 2012. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *J. Anat.* 221, 537–567.

Yson, S.C., Sembrano, J.N., Polly Jr., D.W., 2019. Sacroiliac joint fusion: approaches and recent outcomes. *PM R* 11 (Suppl. 1), S114–s7.

4.8 Tables

Table 4.1 Specimen information.

Specimen	Sex	Age (yr)	Bone mineral density (mg/cm ³)
*ID1	H	88	90
ID2	F	74	155
ID3	H	73	200
ID4	H	73	105
ID5	H	76	90
ID6	H	83	35
ID7	H	94	95
ID8	F	83	80
*Mean		79.4	108.6
SD		7.8	53.7

Note: *Means and SD calculated without ID1.

Table 4.2 Relative SIJ displacements of the instrumented side.

Specimen	Insertion point	Compression			Flexion-extension		
		Intact	Drilled	Instrumented	Intact	Drilled	Instrumented
		Vertical displacement - VD (mm)					
*ID1	1	0.21	-	-	0.04	-	-
ID2	2	0.55	0.37	0.33	0.10	0.12	0.10
ID3	1	0.49	0.48	0.25	0.19	0.23	0.11
ID4	2	0.56	0.42	0.46	0.16	0.14	0.20
ID5	1	0.48	0.49	0.45	0.19	0.16	0.11
ID6	2	0.72	0.71	0.67	0.25	0.28	0.30
ID7	1	0.23	0.28	0.27	0.08	0.08	0.13
ID8	2	2.20	1.91	1.90	0.64	0.63	0.53
*Mean		0.75	0.66	0.62	0.23	0.24	0.21
SD		0.66	0.56	0.58	0.19	0.19	0.16
		Angular displacement – AD (°)					
*ID1	1	0.23	-	-	0.33	-	-
ID2	2	0.27	0.36	0.32	0.15	0.20	0.23
ID3	1	0.97	0.48	0.48	0.42	0.50	0.29
ID4	2	0.48	0.56	0.54	0.42	0.21	0.49
ID5	1	0.41	0.36	0.47	0.36	0.36	0.50
ID6	2	0.82	0.75	0.79	0.50	0.59	0.48
ID7	1	0.20	0.17	0.21	0.22	0.20	0.19
ID8	2	2.83	2.58	2.64	1.13	1.19	0.94
*Mean		0.85	0.75	0.78	0.46	0.46	0.45
SD		0.91	0.83	0.84	0.32	0.36	0.25

Note: *Means and SD calculated without ID1.

Table 4.3 Comparison of the RoM change (%) for the insertion points tested (average, and each specimen values).

Load	Displacement	Percentage change (intact vs. instrumented) (%)		
		Distal insertion point (n=4)	Proximal insertion point (n=3)	P-value (Mann-Whitney U)
Compression	VD	-20 (-41; -19; -6; -14)	-14 (-49; -6; +14)	0.63
	AD	+4 (+16; +13; -4; -7)	-10 (-50; +17; +4)	0.63
FE	VD	+9 (+6; +25; +20; -17)	-5 (-44; -43; +72)	1.00
	AD	+12 (+55; +15; -3; -17)	-1 (-31; +41; -12)	0.63

4.9 Figures

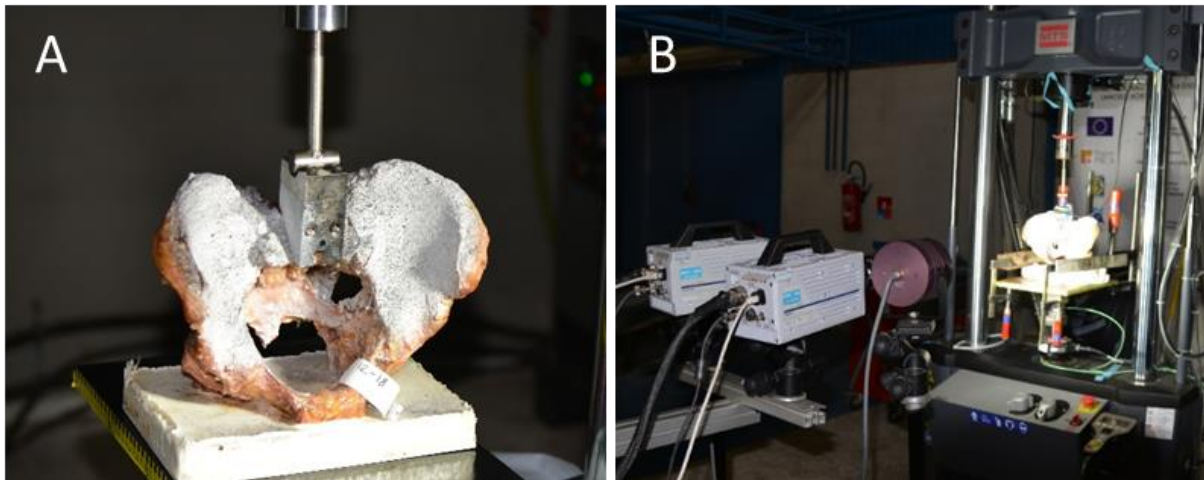


Figure 4.1 Experimental set-up: A) Double-leg stance model and B) camera position.

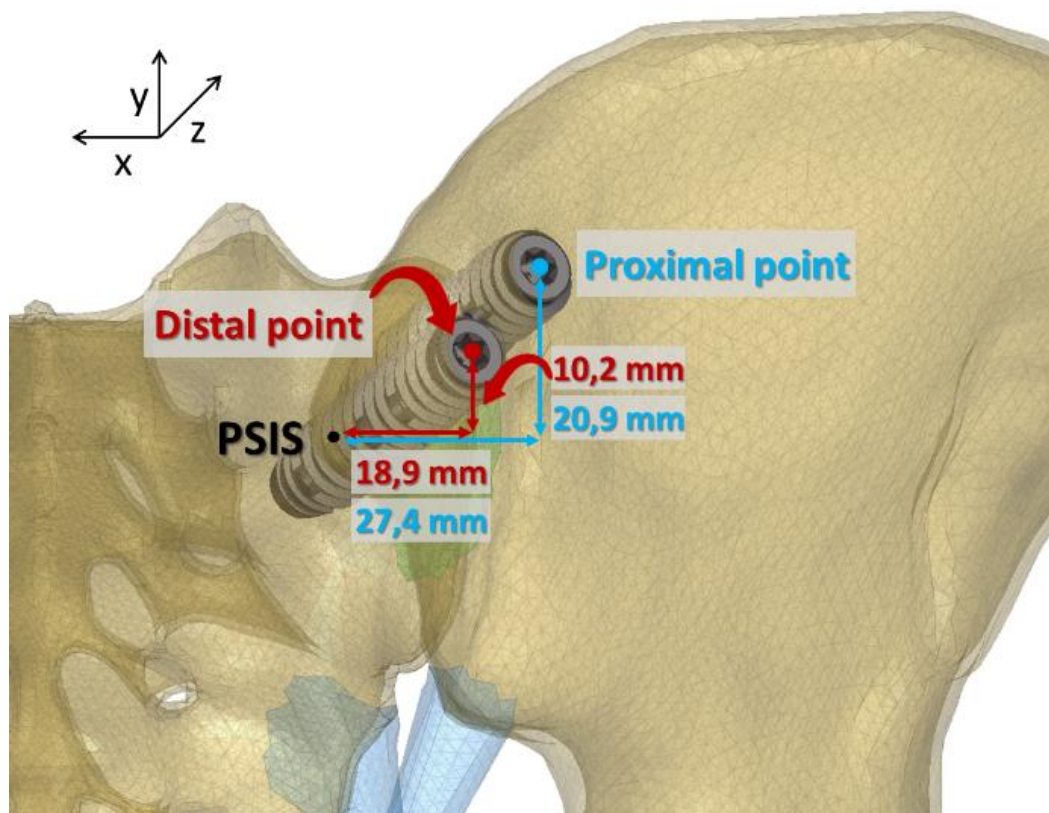


Figure 4.2 Insertion points tested and implant trajectory – Posteroanterior view.

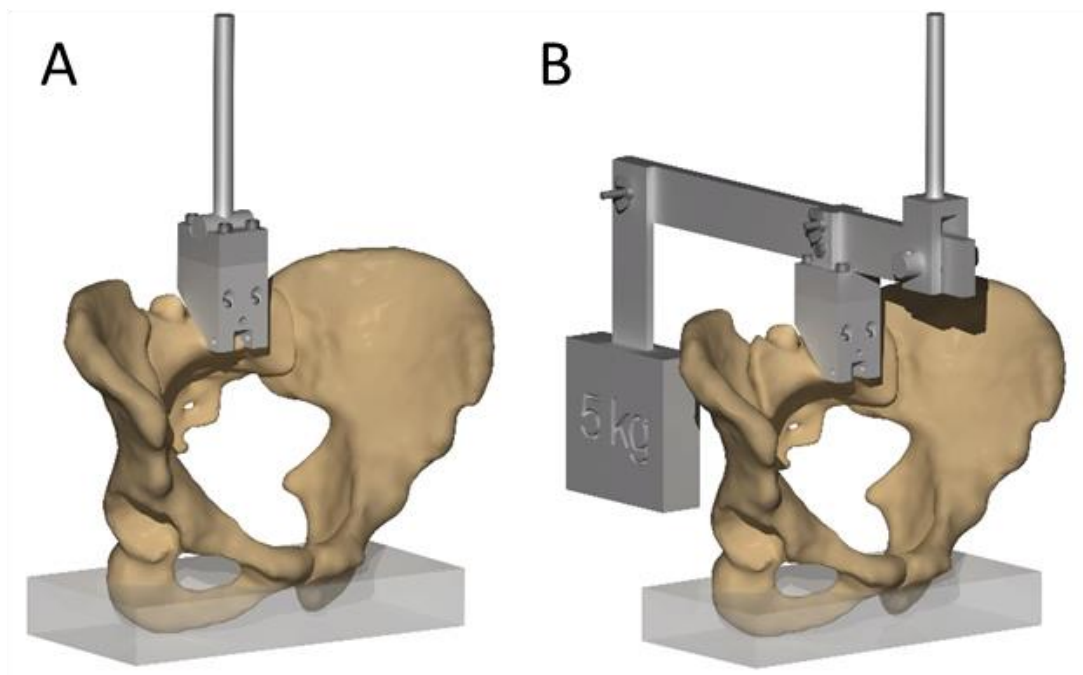


Figure 4.3 Experimental devices for A) compression and B) flexion-extension loads (combined with compression).

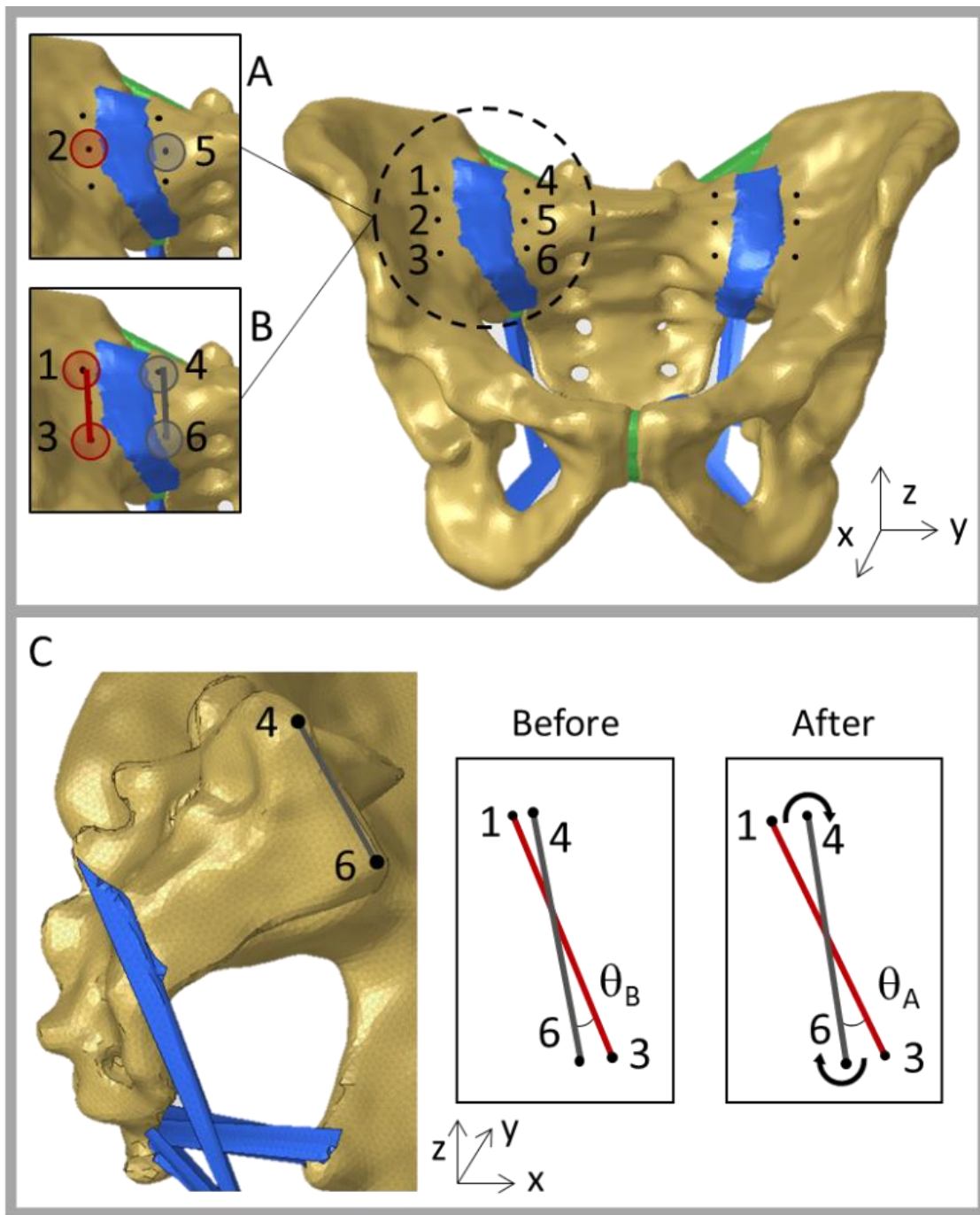


Figure 4.4 Representation of the selected points for the measurement of SIJ relative A) vertical displacements (VD) and B) angular displacements (AD). C) Side view of the sacrum for the measurement of AD. For visualization purposes only.

CHAPITRE 5 ARTICLE 2: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE NUMBER OF IMPLANTS FOR SACROILIAC JOINT FIXATION

L'article intitulé « Biomechanical analysis of the number of implants for sacroiliac joint fixation » a été soumis à la revue *Spine Deformity* le 2 septembre 2020. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Cet article porte sur le premier objectif (O1). Cette étude visait à caractériser expérimentalement l'effet du nombre d'implants sur la stabilisation de la JSI.

Auteurs et affiliations : Roxanne Dubé-Cyr^{a,b,c,d}, Carl-Éric Aubin^{a,b,c}, Isabelle Villemure^{a,b,c}, Pierre-Jean Arnoux^{c,d}

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

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

(c) iLab-Spine (International Laboratory - Spine imaging and Biomechanics), Montreal, Canada and Marseille, France

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

Corresponding author:

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

Keywords:

Sacroiliac joint, sacroiliac joint fixation, sacroiliac joint fusion, arthrodesis, biomechanics, minimally invasive surgery

5.1 Abstract

Purpose: Fusion of the sacroiliac joint (SIJ) is the last treatment option for chronic pain resulting from sacroiliitis. With the various implant systems available, there are different possible surgical strategies in terms of the type and number of implants and trajectories. The aim was to quantify the effect of the number of cylindrical threaded implants on SIJ stabilization.

Methods: Six cadaveric pelvises were embedded in resin simulating a double-leg stance. Compression loads were applied to the sacral plate. The pelvises were tested non-instrumented and instrumented progressively with up to three cylindrical threaded implants (12-mm diameter, 60-mm length) with a posterior oblique trajectory. Vertical (VD) and angular (AD) displacements of the SIJ were measured locally using high-precision cameras and digital image correlation.

Results: Compared to the non-instrumented initial state, instrumentation with one implant significantly decreased the VD ($-24\% \pm 15\%$, $p=0.028$), while the AD decreased on average by -9% ($\pm 15\%$; $p=0.345$). When compared to the one-implant configuration, adding a second implant further statistically decreased VD ($-10\% \pm 7\%$, $p=0.046$) and AD ($-19\% \pm 15$, $p=0.046$). Adding a third implant did not lead to additional stabilization for VD nor AD ($p>0.5$).

Conclusion: Compared to the non-instrumented initial state, the two-implant configuration reduces both vertical and angular displacements the most, while minimizing the number of implants.

5.2 Introduction

The sacroiliac joint (SIJ) has been recognized as a pain generator in 15 to 30% of patients presenting with low back pain [1]. For chronic pain, when a surgery is needed, minimally invasive SIJ fusion significantly improves pain level and quality of life, with a high satisfaction from patients [2-7]. It has also shown to have better outcomes than non-surgical management [5].

Different ex vivo experimental studies showed that the fixation of the SIJ reduces the mobility of the joint for different types of loading, with limited effect on adjacent segments [8-10]. Average SIJ range of motion (ROM) reduction after fixation varies from 27 to 71% in flexion-extension (FE), and from 0 to 65% in lateral bending (LB) and axial rotation (AR) [8, 11-14]. In compression, instrumenting the SIJ instrumentation decreases vertical translations by 22%, but has no effect on intra-articular SIJ rotations [15]. The performance of SIJ implants varies greatly between reported studies, partially attributed differences in experimental set-ups and loading protocols.

There are two cross-sectional shapes of SIJ implant, triangular vs. cylindrical threaded implants, which have both shown to significantly improve patient-reported outcomes [3] and significantly reduce SIJ motion ex vivo [16]. Different instrumentation parameters, such as implant dimensions, insertion points and orientation, have been increasingly studied in recent years to optimize the ROM reduction, but still the knowledge on the fixation performance is limited. A longer superior implant was shown to increase the ROM stabilization in a finite element model (FEM) by 8 to 14% [17]. Insertion points and implant orientation have had a relatively small, sometimes negligible, effect on ROM reduction ex vivo [12, 13, 15]. Moreover, the number of implants to use may have a bigger impact on the ROM reduction, but there is currently no consensus. For a similar ROM reduction of the SIJ, minimizing the number of implants could potentially help reduce costs and revision surgeries due to implant malposition, as it has been shown for pedicle screws [18]. The screw-type implant systems usually require two implants, inserted either laterally or posteriorly [3, 6, 7]. For triangular implants, three implants are however typically inserted laterally [5].

A small number of studies have investigated the effect of implant number for the fusion of the SIJ. Shih et al. and Bruna-Rosso et al. both compared configurations with one or two cylindrical threaded implants, but their results differ. Shih et al. experimentally determined that two implants were better than one [13], whereas Bruna-Rosso et al. found that the second implant did not contribute much to the ROM reduction in a FEM [19]. Dall et al. compared constructs with two or three cylindrical threaded implants and found that they both provided similar stabilization in a cadaveric experimental study [20]. Contrastingly, using a FEM, Lindsey et al. found that the configurations with three triangular implants had a better ROM reduction compared to those with one or two, although there was only a 3% difference between the best two-implant and three-implant configurations [17]. Joukar et al. found similar results for different implant designs (triangular, half-threaded and fully-threaded devices) with a maximum difference of 5% [16]. Two of these studies were experimental and they compared only two configurations together (i.e. one vs two [13], or two vs. three [20]). There is currently no experimental study that has tested and compared the full range from one to three implants.

The aim of this study was to experimentally quantify the change of the ROM for the SIJ fixation with one to three screw-type implants.

5.3 Material and methods

5.3.1 Specimen preparation

Seven human pelvises without known pelvic or bone anomalies were extracted from specimens embalmed with a zinc chloride solution. SIJ ligaments, joint capsules and the pubic symphysis were kept intact, while the remaining soft tissues were removed. Specimens were scanned before testing to check for bone bridging and other anomalies. Bone mineral density (BMD) was measured with a calibration phantom (Model 062M Electron Density Phantom, CIRS Inc., Virginia, USA). Specimens were put in plastic bags and stored at -20°C. On the day before testing, the pelvises were thawed at room temperature. The ilia were both fixed in a single bloc of fast-curing resin (1:1 mixture of F18 Polyol and F18 Isocyanate, Axson Technologies, Cergy,

France) up to the obturator foramina in the upright position. They were wrapped in saline-soaked gauze and stored at 4 °C overnight. On the day of testing, white paint was sprayed uniformly on the anterior surfaces of the SIJ and black speckles were added using aerosol paint.

5.3.2 Test procedure

Each specimen was secured on a 370.02-15kN MTS servohydraulic system (MTS Systems, Créteil, France) with metal bars and clamps (Fig. 1). A custom made experimental device was screwed on the endplate of S1. Vertical loads were applied on the base of the sacrum via a hinge joint to reproduce the compressive force generated by the body weight. The loading protocol started with 15 cycles of preconditioning (40 N, 0.5 Hz), followed by a ramp function with a loading rate of 10 N/s. The maximum load reached was 500N and it was maintained for 25 seconds.

Each specimen was tested in four states. They were first tested non-instrumented, and instrumented progressively with one, two and three implants. Implants were inserted using a posterior oblique trajectory, all on the right side. For the 1-implant configuration, the proximal insertion point was used [15]. For the 2-implant configuration, an implant was added through the medial insertion point. Finally, in the 3-implant configuration, the third implant was positioned caudal to the others implants (Fig 2). To insert the implants, a guidewire was positioned at the desired insertion point. A 12-mm hole was drilled and threaded for a 60-mm long cannulated, threaded and fenestrated implant (Rialto™ SI Fusion System, Medtronic, Memphis, TN). Finally, the implants were screwed in place. CT-scans were taken after the tests to confirm proper placement and assess bone quality.

5.3.3 Data measurement and analysis

SIJ displacements were measured using digital image correlation (DIC) with the Correlated Solutions VIC-3D measurement system (Correlated Solutions Incorporated, Columbia, SC, USA). The DIC method has been used in previous SIJ studies [15, 21, 22]. Two cameras were positioned with a 20 to 25° angle between them and were calibrated with a calibration target, at a

documented accuracy of 0.005 mm in-plane and of 0.01 mm out-of-plane. From the speckle pattern produced, the software measured the three dimensional displacements of the anterior exposed SIJ surfaces. Six reference points distributed equally across the SIJ were used to extract the displacements throughout loading [15]. Briefly, the relative vertical displacements (VD) of the SIJ were computed by subtracting the displacement of the ilium from that of the sacrum. For the relative angular displacements (AD) (sagittal plane), the angle between the surfaces of the ilium and of the sacrum was measured before and during loading.

5.3.4 Statistical analysis

Statistical analysis was made with Statistica (v13.3; TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA). First, a Friedman test was applied to detect statistical differences between the non-instrumented and the three instrumented states for vertical and angular displacements. Then, pairwise comparisons were performed using a Wilcoxon signed rank test. For all statistical tests, a significance level of 0.05 was considered.

5.4 Results

Six specimens completed the tests (4 females and 2 males). The last specimen (ID7) was excluded from the analysis as the CT-scans showed bone bridging. The age ranged from 73 to 93 years, with an average of 86.5 years (Table 1).

Average VD and AD for the non-instrumented specimens were $1.10 \text{ mm} \pm 0.89 \text{ mm}$ and $1.02^\circ \pm 0.53^\circ$, respectively (Table 2). The Friedman ANOVA test showed that there were significant differences between the four states for VD ($p=0.014$) and AD ($p=0.038$), which supported performing pairwise comparisons. The 1-implant configuration led to a significant decrease of VD by $24\% \pm 15\%$ ($p=0.028$) as compared to the non-instrumented initial state, and the AD decreased on average by $9\% \pm 15\%$, but it was not statistically significant ($p=0.345$). VD and AD of the 2-implant configuration significantly decreased by $10\% \pm 7\%$ and $19\% \pm 15\%$ ($p=0.046$) respectively as compared to the 1-implant configuration, and by $32\% \pm 17\%$ and $27\% \pm 10\%$ ($p=0.028$) as compared to the non-instrumented initial state. Compared to the non-instrumented

initial state, the 3-implant configuration led to a significant decrease of VD by $31\% \pm 19\%$ ($p=0.046$). The AD decreased by $23\% \pm 21\%$, but it was not statistically significant ($p=0.075$) due to the greater variability. There were no statistical differences between the 2-implant and the 3-implant configurations for VD or AD ($p>0.5$). The results are summarized in Fig 3.

5.5 Discussion

Six human pelvises were instrumented subsequently with up to three screw-type implants to quantify the effect of implant number on SIJ ROM reduction. The SIJ ROM was divided in translation (VD) and rotation (AD) to better describe the effect of fixation on the complex SIJ biomechanics. Of all the instrumented states, VD was most impacted by the first implant. This is coherent with the fact that blocking a translation theoretically only requires one fixation point. However, it had little effect on AD. Placing only one implant positioned relatively close to the SIJ center of rotation may not allow proper fixation of angular motions. This is in agreement with the results of a cadaveric study instrumenting the SIJ with only one implant [15].

Adding a second implant had a small but statistically significant effect on VD and had the most impact on AD. Having at least two fixation points seems necessary to properly stabilize the SIJ, as suggested by Joukar et al. [23], especially since rotation is an important part of SIJ biomechanics. Shih et al. observed a similar trend: they first tested a configuration with two implants, and then removed the second, smaller implant. They found that going from two to one implant led to an average increase in rotation of 46 to 88% [13]. However, our results disagree with Bruna-Rosso et al., who found that adding a second implant had little effect on SIJ stabilization [19]. This discrepancy could come from the variability between the model used to test implants (cadaveric vs. numerical).

Adding a third implant had negligible effect on the average VD and AD of the SIJ. In theory, a translation and a rotation can simultaneously be hindered with only two fixed points, as seen in our results. The two first implants seem critical, while the third implant does not provide further ROM reduction and appears to be redundant. The simulation of an implant system with a different number of implants than the two-implant configuration recommended by surgical

techniques may be questionable. However, experimentally testing a different number of implants is of interest to validate proper use, which does not seem trivial at first glance. Similar studies have also been performed with other instrumentation systems. For instance, Dall et al. tested a three-implant configuration and found it provided similar stabilization as the two-implant configuration, also suggesting a third implant might be accessory [20]. Joukar et al. and Lindsey et al. also had similar trends in numerical studies, where the results showed little difference between the best two- and three-implant configurations (<5%) [16, 17]. This was true for different implant designs and surgical approaches [16]. An experimental comparison of those implant designs would be relevant to further complete and validate these results.

In this cadaveric study, we found that one implant was not enough to provide sufficient SIJ fixation, and adding a second implant provided the best ROM reduction. If space for a safe implant placement is limited, two implants seem as efficient as three implants to stabilize the SIJ. Placing two vs. three implants could translate to lower costs and shorter surgical time. It would also reduce the risk of an implant malposition, which is responsible for 42% of revision surgeries for minimally invasive SIJ fusion [24]. If the clinical outcome is the same for two- and three-implant configurations, the number of implants should be minimized. However, the clinical outcomes such as pain and quality of life have not been proven to be directly linked to the ex vivo ROM reduction, which does not include the healing process. As mentioned by Dall et al., an additional implant provides another fusion bed [20]. It may be beneficial in the long-term as the osseointegration process takes place and may decrease the chances of having a non-union. More investigation is needed to understand the clinical effect of adding a bone fusion site on the fusion rates.

This study has some limitations. Tests were performed on a small number of specimens. Furthermore, those specimens were embalmed and older than the typical population receiving this type of treatment, for which the average age is between 50 to 60 years old [3, 25, 26]. It is expected that the specimen condition is affecting the SIJ mobility and the performance of the fixation by increasing the rigidity of the soft tissues and lowering bone density. Performing cadaveric testing on fresh-frozen cadavers of a younger age would have been optimal to represent

more closely the reality of interest. However, the analysis was based on the relative difference of adding implants, not on the individualized absolute values, limiting the impact of the specimen conditions. Also, the tests were limited to compression only, which is the most prevalent pelvic load, allowing them to be carried out in a shorter timeframe and with fewer tests per sample, thus limiting their deterioration. In the future, experimentally testing additional types of loading, such as flexion-extension, lateral bending and axial rotation, would give a more complete depiction of the action of SIJ fusion implants in vivo for daily life activities such as walking. Finally, this cadaveric study represents an immediate post-operative condition without taking into account the biological response and the healing process. It could have an influence on the conclusions as additional bone graft-implant interfaces may justify placing three implants instead of two.

The present study investigated the effect of implant number on the ROM reduction of the SIJ. This is the first cadaveric study to test configurations with one to three implants at once, allowing measuring the impact of each additional implant. We demonstrated that a two-implant configuration provides significantly more ROM reduction than a one-implant configuration for screw-type implants under a physiological compressive load both in translation and in rotation. We also showed that a three-implant configuration does not provide superior ROM reduction compared to a two-implant configuration. These results may help guide surgeons in their planning regarding the number of implants to use for the fusion of the SIJ.

5.6 References

1. Cohen SP, Chen Y, Neufeld NJ (2013) Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert Rev Neurother* 13:99-116. doi: 10.1586/ern.12.148
2. Smith AG, Capobianco R, Cher D, Rudolf L, Sachs D, Gundanna M, Kleiner J, Mody MG, Shamie AN (2013) Open versus minimally invasive sacroiliac joint fusion: a multi-center comparison of perioperative measures and clinical outcomes. *Annals of surgical innovation and research* 7:14. doi: 10.1186/1750-1164-7-14

3. Claus CF, Lytle E, Kaufmann A, Tong D, Bahoura M, Garmo L, Richards B, Soo TM, Houseman C (2019) Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion Using Triangular Titanium versus Cylindrical Threaded Implants: A Comparison of Patient-Reported Outcomes. *World neurosurgery*. doi: <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.09.150>
4. Sachs D, Kovalsky D, Redmond A, Limoni R, Meyer SC, Harvey C, Kondrashov D (2016) Durable intermediate-to long-term outcomes after minimally invasive transiliac sacroiliac joint fusion using triangular titanium implants. *Medical devices (Auckland, NZ)* 9:213-222. doi: [10.2147/meder.s109276](https://doi.org/10.2147/meder.s109276)
5. Polly DW, Swofford J, Whang PG, Frank CJ, Glaser JA, Limoni RP, Cher DJ, Wine KD, Sembrano JN, and the ISG (2016) Two-Year Outcomes from a Randomized Controlled Trial of Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion vs. Non-Surgical Management for Sacroiliac Joint Dysfunction. *International Journal of Spine Surgery* 10:28. doi: [10.14444/3028](https://doi.org/10.14444/3028)
6. Cross WW, Delbridge A, Hales D, Fielding LC (2018) Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: 2-Year Radiographic and Clinical Outcomes with a Principles-Based SIJ Fusion System. *Open Orthop J* 12:7-16. doi: [10.2174/1874325001812010007](https://doi.org/10.2174/1874325001812010007)
7. Rajpal S, Burneikiene S (2019) Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion with Cylindrical Threaded Implants Using Intraoperative Stereotactic Navigation. *World neurosurgery* 122:e1588-e1591. doi: [10.1016/j.wneu.2018.11.116](https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.11.116)
8. Lindsey DP, Parrish R, Gundanna M, Leasure J, Yerby SA, Kondrashov D (2018) Biomechanics of unilateral and bilateral sacroiliac joint stabilization: laboratory investigation. *Journal of neurosurgery Spine* 28:326-332. doi: [10.3171/2017.7.spine17499](https://doi.org/10.3171/2017.7.spine17499)
9. Lindsey DP, Kiapour A, Yerby SA, Goel VK (2015) Sacroiliac Joint Fusion Minimally Affects Adjacent Lumbar Segment Motion: A Finite Element Study. *International Journal of Spine Surgery* 9:64. doi: [10.14444/2064](https://doi.org/10.14444/2064)

10. Joukar A, Chande RD, Carpenter RD, Lindsey DP, Erbulut DU, Yerby SA, Duhon B, Goel VK (2019) Effects on hip stress following sacroiliac joint fixation: A finite element study. *JOR spine* 2:e1067. doi: 10.1002/jsp2.1067
11. Lindsey DP, Perez-Orribo L, Rodriguez-Martinez N, Reyes PM, Newcomb A, Cable A, Hickam G, Yerby SA, Crawford NR (2014) Evaluation of a minimally invasive procedure for sacroiliac joint fusion – an in vitro biomechanical analysis of initial and cycled properties. *Medical devices (Auckland, NZ)* 7:131-137. doi: 10.2147/MDER.S63499
12. Soriano-Baron H, Lindsey DP, Rodriguez-Martinez N, Reyes PM, Newcomb A, Yerby SA, Crawford NR (2015) The effect of implant placement on sacroiliac joint range of motion: posterior versus transarticular. *Spine* 40:E525-530. doi: 10.1097/brs.0000000000000839
13. Shih YC, Beaubien BP, Chen Q, Sembrano JN (2018) Biomechanical evaluation of sacroiliac joint fixation with decortication. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*. doi: 10.1016/j.spinee.2018.02.016
14. Jeong JH, Leasure JM, Park J (2018) Assessment of Biomechanical Changes After Sacroiliac Joint Fusion by Application of the 3-Dimensional Motion Analysis Technique. *World neurosurgery* 117:e538-e543. doi: 10.1016/j.wneu.2018.06.072
15. Dubé-Cyr R, Aubin C, Villemure I, Bianco RJ, Godio-Raboutet Y, Arnoux PJ (2020) Biomechanical analysis of two insertion sites for the fixation of the sacroiliac joint via an oblique lateral approach. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 74:118-123. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.02.010
16. Joukar A (2017) Gender Specific Sacroiliac Joint Biomechanics: A Finite Element Study. M.S., The University of Toledo
17. Lindsey DP, Kiapour A, Yerby SA, Goel VK (2018) Sacroiliac joint stability: Finite element analysis of implant number, orientation, and superior implant length. *World journal of orthopedics* 9:14-23. doi: 10.5312/wjo.v9.i3.14

18. Larson AN, Polly DW, Jr., Ackerman SJ, Ledonio CG, Lonner BS, Shah SA, Emans JB, Richards BS, 3rd (2016) What would be the annual cost savings if fewer screws were used in adolescent idiopathic scoliosis treatment in the US? *Journal of neurosurgery Spine* 24:116-123. doi: 10.3171/2015.4.spine131119
19. Bruna-Rosso C, Arnoux PJ, Bianco RJ, Godio-Raboutet Y, Fradet L, Aubin CE (2016) Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads. *Int J Spine Surg* 10:16. doi: 10.14444/3016
20. Dall BE, Eden SV, Cho W, Karkenny A, Brooks DM, Hayward GM, 2nd, Moldavsky M, Yandamuri S, Bucklen BS (2019) Biomechanical analysis of motion following sacroiliac joint fusion using lateral sacroiliac screws with or without lumbosacral instrumented fusion. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 68:182-189. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.05.025
21. Klima S, Grunert R, Ondruschka B, Scholze M, Seidel T, Werner M, Hammer N (2018) Pelvic orthosis effects on posterior pelvis kinematics An in-vitro biomechanical study. *Scientific reports* 8:15980. doi: 10.1038/s41598-018-34387-7
22. Hammer N, Scholze M, Kibsgard T, Klima S, Schleifenbaum S, Seidel T, Werner M, Grunert R (2019) Physiological in vitro sacroiliac joint motion: a study on three-dimensional posterior pelvic ring kinematics. *J Anat* 234:346-358. doi: 10.1111/joa.12924
23. JOUKAR A, KIAPOUR A, ELGAFY H, ERBULUT DU, AGARWAL AK, GOEL VK (2020) Biomechanics of the Sacroiliac Joint: Surgical Treatments. *International Journal of Spine Surgery* 14:355-367. doi: 10.14444/7047
24. Cher DJ, Reckling WC, Capobianco RA (2015) Implant survivorship analysis after minimally invasive sacroiliac joint fusion using the iFuse Implant System(®). *Medical devices (Auckland, NZ)* 8:485-492. doi: 10.2147/MDER.S94885

25. Duhon BS, Bitan F, Lockstadt H, Kovalsky D, Cher D, Hillen T (2016) Triangular Titanium Implants for Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: 2-Year Follow-Up from a Prospective Multicenter Trial. *Int J Spine Surg* 10:13. doi: 10.14444/3013

26. Cher D, Polly D, Berven S (2014) Sacroiliac joint pain: burden of disease. *Medical devices (Auckland, NZ)* 7:73-81. doi: 10.2147/mdir.s59437

5.7 Tables

Table 5.1 Specimen details and bone mineral density (BMD)

Specimen	Sex	Age (yr)	BMD
ID1	F	82	135
ID2	M	87	85
ID3	F	93	120
ID4	M	75	160
ID5	F	90	70
ID6	F	92	100
ID7*	M	73*	145*
Mean	-	86.5	111.7
SD	-	6.9	33.3

Note: * excluded from the analysis (Means and SD calculated without ID7)

Table 5.2 Sacroiliac joint vertical and angular displacements for the different states

Specimen	Vertical displacements (mm)				Angular displacements (deg)			
	Non-instru.	1 implant	2 implants	3 implants	Non-instru.	1 implant	2 implants	3 implants
ID1	2.9	2.2	1.8	1.8	1.8	2.2	1.4	1.0
ID2	0.7	0.3	0.3	0.3	0.7	0.6	0.4	0.6
ID3	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.5	0.7
ID4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
ID5	1.0	0.7	0.7	0.7	1.4	1.1	1.0	0.8
ID6	1.0	0.7	0.6	0.6	1.2	1.0	0.7	0.8
Mean	1.1	0.8	0.7	0.7	1.0	1.0	0.7	0.7
SD	0.9	0.7	0.6	0.5	0.5	0.6	0.4	0.2

5.8 Figures

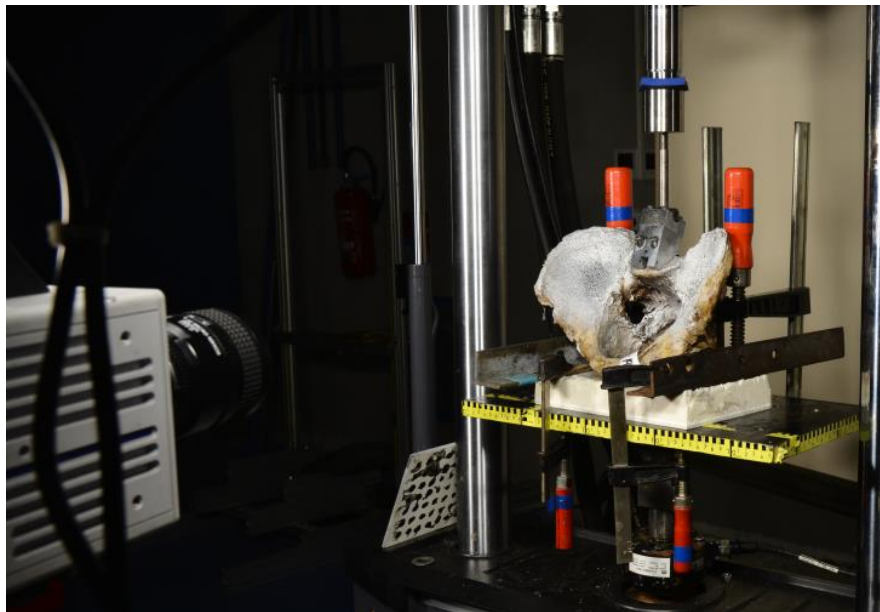


Figure 5.1 Experimental set-up.

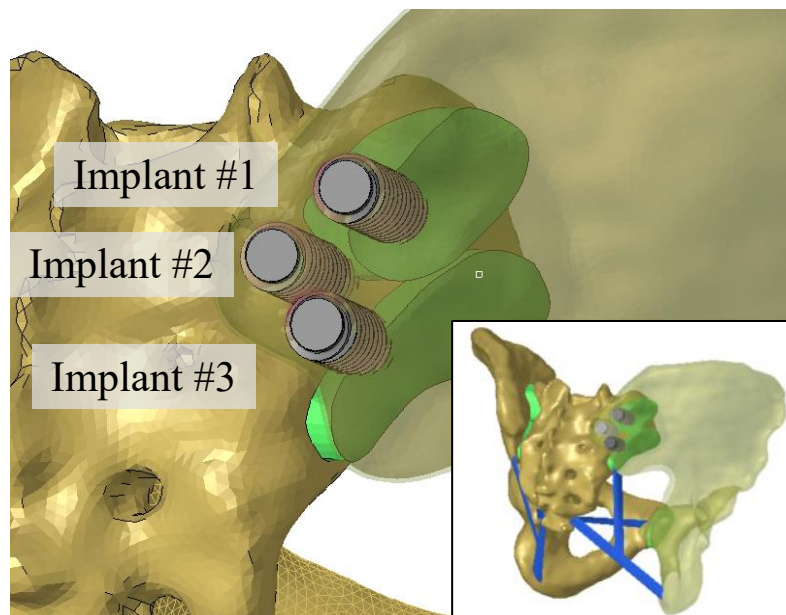


Figure 5.2 Insertion points used and order.

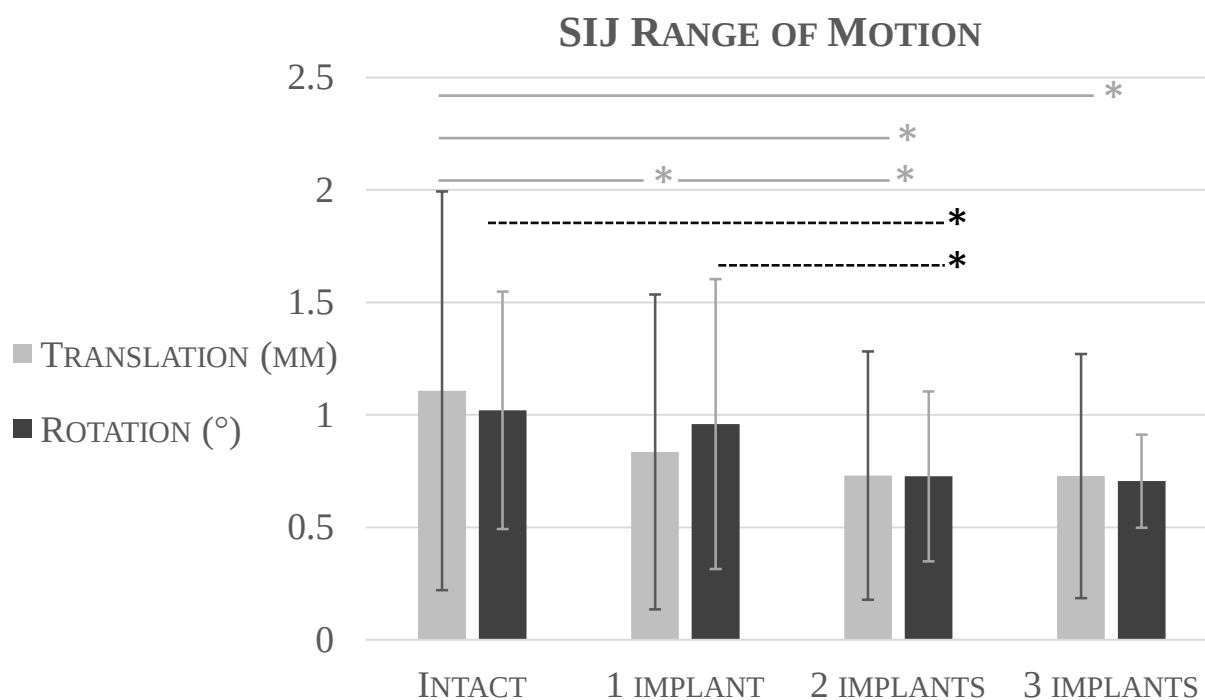


Figure 5.3 Relative SIJ displacements for the different configurations. Bars indicate statistically significant differences ($p < 0.05$).

CHAPITRE 6 DÉVELOPPEMENT DU MODÈLE

6.1 Introduction

Les différentes étapes de développement du modèle sont décrites dans ce chapitre, répondant à l'objectif 2 qui consiste à raffiner, calibrer et valider le MÉF existant. Le développement d'une technique de personnalisation du modèle est également présenté. Cette technique sera nécessaire à la réalisation de l'objectif 3, qui requiert différentes géométries pelviennes.

6.2 Spine Model for Safety and Surgery (SM2S)

Le MÉF utilisé dans le cadre de ce projet est un couplage entre le modèle MELBA, qui est un MÉF détaillé de la cavité abdomino-pelvienne, et le Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), qui est un modèle détaillé et complet du rachis issu d'une collaboration entre Polytechnique Montréal (Montréal), l'École de technologie supérieure (Montréal) et l'Université Aix-Marseille (Marseille). La géométrie originale a précédemment été générée à partir des CT-scans (épaisseur des tranches: 0.6 mm, espacement des tranches : 1.2 mm) provenant d'un homme européen de 32 ans du 50^e percentile (75kg, 1m75) et sans pathologie du rachis connue. Les os sont modélisés comme une couche d'os cortical enveloppant l'os trabéculaire et dont l'épaisseur varie selon les régions. L'épaisseur corticale est de 1 mm pour le sacrum, et varie de 0.3 mm à 5 mm pour les os iliaques [125]. L'os est modélisé avec une loi élastoplastique Johnson-Cook et inclut un critère de rupture basé sur la déformation maximale [126]. Les ligaments et la symphyse pubienne sont modélisés avec une loi viscoélastique Kelvin-Voigt, alors que le cartilage suit une loi linéaire-élastique. Les propriétés mécaniques sont présentées dans le Tableau 6.1. Le maillage des os, du cartilage articulaire, du LIO et de la symphyse pubienne est composé de tétraèdres à quatre nœuds, alors que le maillage des ligaments antérieurs et postérieurs est composé d'éléments triangulaires à trois nœuds. Le modèle sans instrumentation comprend environ 155 000 nœuds et 770 000 éléments.

Tableau 6.1 Propriétés mécaniques des différentes composantes (voir section 6.6).

Propriétés mécaniques	Os [17]		Ligaments			Cartilage [17]	
	Cortical	Trab.	Antérieur	LIO	Post.	Symphyse	Articulaire
Densité (g/mm ³)	2.0E-03	2.0E-04	0.0015	0.0015	0.0015	0.0015	1.05E-03
Module d'élasticité (MPa)	2144	42.8	45	25	400	397	0.75
Ratio de Poisson	0.3	0.25	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4
Module tangent (MPa)	-	-	10	10	100	155	-
Limite élastique (MPa)	129	2.6	-	-	-	-	-
Hardening modulus (MPa)	875	16.3	-	-	-	-	-
Failure Plastic Strain (%)	0.1	0.18	-	-	-	-	-

Certains changements ont été apportés au modèle initial (Figure 6.1). D'abord, les ligaments postérieurs ont été modélisés avec des éléments triangulaires 2D à 3 nœuds au lieu de tétraèdres à 4 nœuds. Bien que la forme 3D soit plus réaliste, cette simplification permet de diminuer le temps de modélisation, passant d'environ une heure à quelques minutes.

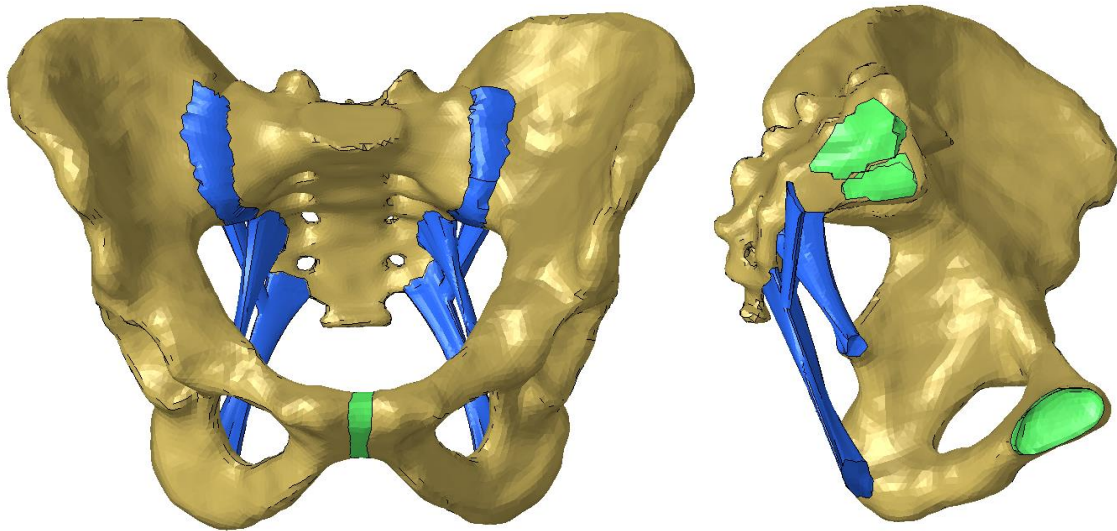


Figure 6.1 Modèle SM2S du pelvis original.

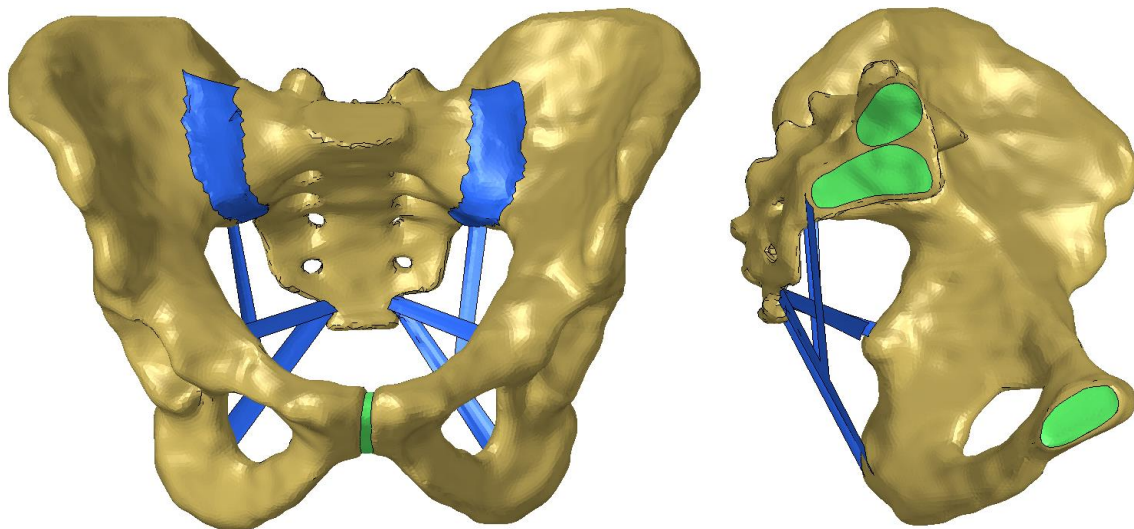


Figure 6.2 Modèle SM2S du pelvis actuel.

De plus, le LIO ainsi que le cartilage ont été modélisés comme étant des solides (éléments 3D) en utilisant les fonctions d'opération booléenne d'Hypermesh (Figure 6.2). Initialement, le cartilage était modélisé avec une couche d'éléments 2D sur le sacrum et sur l'ilium avec une interface de contact. Le cartilage et le LIO étaient modélisés à la main et devaient être refaits pour chaque

insertion d'implant (Figure 6.3). Cette technique pouvait avoir une influence sur les résultats puisque le volume du LIO pouvait varier de façon importante [113]. Pour éviter ce problème et accélérer le processus, la technique d'instrumentation a été modifiée en utilisant les fonctions d'opération booléenne d'Hypermesh, tel que proposé par Fradet et al. [21]. Dans le cadre de ce projet, l'opération booléenne a été réalisée sur le maillage, et non sur les géométries (technique utilisée par Fradet et al.) puisque cette dernière était instable et générait régulièrement des erreurs. Ainsi, le trou de l'implant épouse la forme de ce dernier et les variations de volume du LIO et du cartilage ne sont attribuables qu'à la trajectoire de l'implant (Figure 6.3). D'autres changements liés au chargement et aux propriétés matériaux ont été apportés au modèle et sont décrits plus bas.

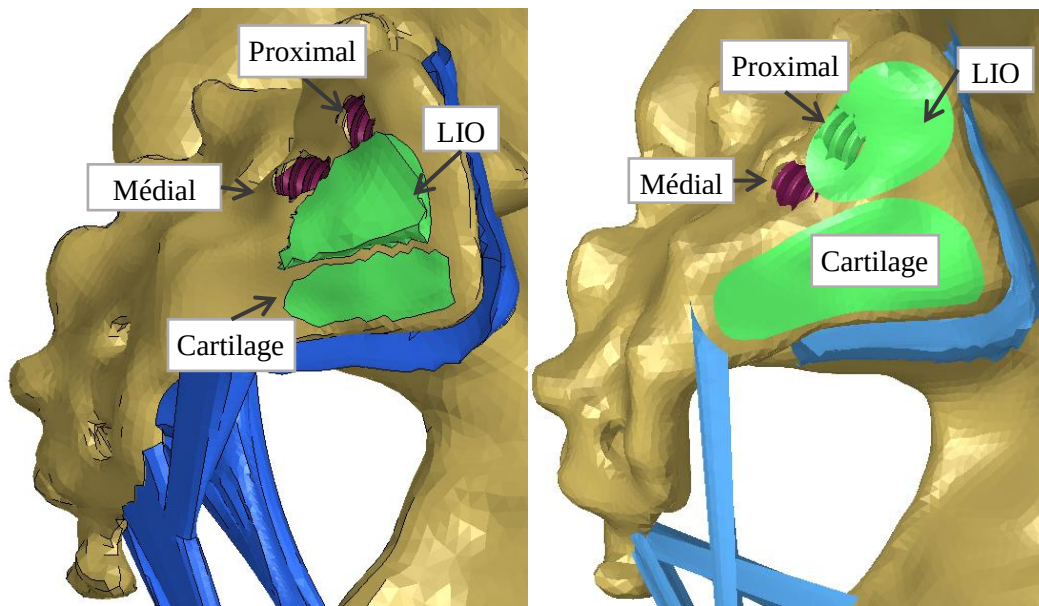


Figure 6.3 Technique d'instrumentation initiale [113] et technique actuelle.

6.3 Définition du contexte d'utilisation et du niveau de risque

Dans ce projet, les lignes directrices de la norme ASME V&V40 [123] ont été utilisées pour vérifier, valider et caractériser les incertitudes du modèle.

La première étape nécessaire à la validation du MÉF a été la définition du contexte d'utilisation (*Context of use* : CoU). L'objectif général de ce projet est de caractériser la biomécanique de la JSI, et de mieux comprendre quels paramètres permettent une meilleure stabilisation de la JSI. Il s'agit d'un outil permettant de comparer entre elles différentes configurations d'implants, en termes de réduction de mobilité, tout en faisant varier les paramètres associés au patient, mais qui n'est pas utilisé comme outil de planification chirurgicale ni dans un but prédictif.

Selon les recommandations du ASME V&V40, le niveau de validation requis est déterminé par l'évaluation du risque du modèle, en fonction du CoU. L'évaluation du risque dépend de son influence dans une prise de décision et de la conséquence résultant d'une mauvaise décision (Figure 6.4). Dans ce projet, l'influence du modèle est considérée comme étant moyenne étant donné que son exploitation, combinée aux études expérimentales, mènera à la formulation de recommandations. La conséquence est considérée comme étant faible puisque les conclusions tirées des études numériques ne seront pas directement appliquées dans le milieu clinique, comme ceci aurait été le cas pour une planification chirurgicale. Les résultats du modèle permettront de faire progresser les connaissances et pourront s'ajouter aux autres études présentes dans la littérature. L'échelle de risque est donc de niveau 2.

		Conséquence		
		Faible	Moyenne	Élevée
Influence	Faible	1	2	3
	Moyenne	2	3	4
	Élevée	3	4	5

Figure 6.4 Évaluation du risque du modèle.

6.4 Étude de convergence de maillage

Une étude de convergence du maillage a été menée pour vérifier que la taille du maillage n'influait pas significativement (>5%) les résultats des simulations. La réponse principale utilisée pour l'étude des dispositifs de fusion de la JSI est la mobilité de la JSI, soient les déplacements intra-articulaires verticaux et angulaires; l'étude de convergence se basera donc sur ceux-ci. La première taille de maillage testée était la même que celle utilisée dans le modèle initial. Les éléments du sacrum avaient une longueur caractéristique de 2 mm alors que ceux de l'iliaque étaient de 3 mm (Tableau 6.2). Deux simulations additionnelles ont été réalisées avec des longueurs caractéristiques de 2 mm et 1.5 mm. Le raffinement du maillage a eu pour effet d'augmenter légèrement (jusqu'à 6.0%) la mobilité intra-articulaire de la JSI (Tableau 6.2).

Tableau 6.2 Résultats de l'étude de convergence du maillage.

Maillage Sacrum	Maillage os iliaque	Dépl. verticaux droit (mm)	Dépl. verticaux gauche (mm)	Dépl. angulaires droit (°)	Dépl. angulaires gauche (°)	Temps calcul
2 mm	3 mm	1.00	0.97	1.26	1.15	2h56m
2 mm	2 mm	1.03	1.00	1.30	1.18	1h22m
1.5 mm	1.5 mm	1.09	1.03	1.38	1.24	2h06m
Variations (%) 1.5-2 mm		+5.3	+3.4	+6.0	+4.9	

En comparant le premier et le deuxième test, il est possible de voir que malgré un raffinement du maillage des os iliaques, le temps de calcul a diminué de plus de 50%. En effet, le pas de temps (inversement proportionnel au temps de simulation) de la première configuration était beaucoup plus petit que pour la deuxième. Étant donné que l'épaisseur corticale de l'iliaque est de 0.3 mm dans la région de la JSI, une longueur caractéristique de 3 mm résultait en des éléments très déformés. En utilisant une longueur caractéristique de 2 mm au lieu de 3 mm sur les iliaques, le pas de temps est passé de 2.1×10^{-5} à 7.4×10^{-5} . Pour le troisième test réalisé, la longueur

caractéristique des éléments était de 1.5 mm. Le pas de temps a augmenté (8.7×10^{-5}), mais le nombre supplémentaire d'éléments a également augmenté le temps de simulation de 44%.

Les valeurs des déplacements de la JSI ont été comparées entre les tests à 1.5 mm et ceux à 2 mm. Les écarts étaient de 0.06 mm pour les déplacements verticaux et 0.08° pour les déplacements angulaires. L'effet des implants que nous tentons de mesurer est de l'ordre de 15 à 70% [16, 127], représentant respectivement un minimum de 0.21 mm et 0.29° . Ainsi, les variations introduites par la taille des éléments sont en deçà de ce que nous tentons de mesurer. En valeurs relatives, les différences étaient inférieures ou près de 5% ce qui a permis de confirmer le choix d'utiliser un maillage de 2 mm. Le maillage n'a pas été raffiné davantage puisqu'un raffinement aurait mené à une augmentation du temps de calcul. Étant donné la continuité du maillage avec l'os, les résultats de l'analyse s'étendent également au cartilage et au LIO.

6.5 Étude de convergence de la durée de chargement

Le modèle SM2S a été originellement développé dans le but d'étudier à la fois les accidents de la route ou sportifs et les chirurgies du rachis. La polyvalence des conditions d'utilisation de ce modèle, les complexités géométriques traitées ainsi que les problématiques de contact et de frottement ont motivé l'utilisation d'un solveur explicite, plus adapté à des situations dynamiques. Pour réaliser une analyse quasi-statique avec un tel solveur, un schéma de relaxation cinétique doit être utilisé. Cette technique permet de remettre toutes les vitesses à zéro lorsque l'énergie cinétique de la simulation atteint un maximum. Pour utiliser cette technique, il faut utiliser une vitesse de chargement très grande, similaire à un chargement dynamique, c'est-à-dire de l'ordre des millisecondes. Cette étude de convergence a donc été réalisée pour déterminer la durée du chargement appropriée et vérifier son influence sur les résultats. Comme pour l'étude de convergence du maillage, le premier test a été fait avec les valeurs précédemment utilisées par Bruna-Rosso (2014) [113], c'est-à-dire un chargement de 3.4 ms. Les trois tests subséquents ont été réalisés avec des durées de 8, 12 et 20 ms et les résultats sont présentés dans le Tableau 6.3.

Tableau 6.3 Résultats de l'étude sur la durée du chargement.

TEST	Déplacements verticaux (mm) – Côté droit	Déplacements verticaux (mm) – Côté gauche	Déplacements angulaires (°) – Côté droit	Déplacements angulaires (°) – Côté gauche	Durée chargement	Temps calcul
1	0.54	0.54	0.78	0.75	3.4 ms	1h10m
2	0.61	0.61	0.89	0.86	8 ms	2h45m
3	0.65	0.65	0.96	0.93	12 ms	4h08m
4	0.68	0.68	1.02	0.99	20 ms	6h55m
1-2	11.1%	11.9%	12.2%	12.6%		
2-3	5.7%	6.2%	7.5%	7.7%		
3-4	4.2%	4.8%	5.5%	5.9%		

Les résultats pour les différentes durées de chargement ont été comparés entre eux. Tel qu'anticipé, l'augmentation de la durée de chargement a entraîné une augmentation du temps de simulation, passant de 1hr10min (test#1) à 6hr55min (test#4). Malgré que ces temps de simulation soient d'un ordre de grandeur raisonnable, il est important de considérer que l'ajout d'implants au modèle augmente considérablement le temps de simulation, et que la différence devient beaucoup plus marquée une fois le modèle instrumenté. Pour cette raison, le test #3, ayant une durée de chargement de 12 ms, a été choisi. Les différences entre le test #3 et le test #4, bien que légèrement supérieures à 5%, demeurent raisonnables et écourteront significativement les temps de simulation.

6.6 Étude de sensibilité des tissus mous

Une étude de sensibilité a été réalisée sur les propriétés mécaniques des tissus mous pour quantifier leur influence sur les résultats. À partir des propriétés mécaniques issues d'une calibration sommaire des ligaments et du cartilage, quatre composantes et leur module d'élasticité

ont été testés après avoir été identifiés comme pouvant avoir une influence sur la mobilité de la JSI : le ligament antérieur, le LIO, les ligaments postérieurs et le cartilage articulaire. À partir des propriétés mécaniques de référence (test #2), dix simulations supplémentaires ont été lancées en faisant varier chaque module d'élasticité par plus ou moins 25% tel que présenté dans le Tableau 6.4, correspondant à la variabilité rapportée dans la littérature relativement aux données mesurées expérimentalement [128, 129].

Tableau 6.4 Variation des propriétés mécaniques testées (+/- 25%).

		TEST										
Composante	Prop	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Lig ant	E	33.75	45	56.25	45	45	45	45	45	45	45	45
LIO	E	25	25	25	18.75	31.25	25	25	25	25	25	25
	E _t	10	10	10	10	10	7.5	12.5	10	10	10	10
Lig post	E	400	400	400	400	400	400	400	300	500	400	400
Cartilage	E	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.563	0.938

Les déplacements verticaux et angulaires de la JSI sont présentés dans le Tableau 6.5 pour les différents jeux de propriétés mécaniques. Les déplacements verticaux ont varié de 1.16 mm à 1.27 mm alors que les déplacements angulaires ont varié de 1.95° à 2.23°.

Tableau 6.5 Résultats de l'étude de sensibilité des tissus mous.

TEST	Déplacements verticaux (mm)		Déplacements angulaires (°)	
	Côté droit	Côté gauche	Côté droit	Côté gauche
1	1.23	1.23	2.14	2.08
2	1.22	1.22	2.12	2.06
3	1.21	1.21	2.08	2.01
4	1.27	1.27	2.18	2.11
5	1.16	1.16	2.03	1.96
6	1.25	1.25	2.15	2.08
7	1.20	1.20	2.10	2.03
8	1.22	1.22	2.13	2.06
9	1.22	1.22	2.12	2.06
10	1.26	1.26	2.23	2.16
11	1.18	1.19	2.01	1.95

Les figures 6.5 et 6.6 montrent l'effet de la variation des propriétés mécaniques des ligaments et du cartilage articulaire. Il est possible de voir que la mobilité de la JSI est faiblement affectée par les variations des propriétés mécaniques. Pour des variations de +/- 25% du module d'élasticité, la mobilité de la JSI a varié d'un maximum d'environ 5% par rapport au test de référence (test #2) (Figure 6.5 et Figure 6.6). Cette variation est en deçà de ce que l'on tente de mesurer, c'est-à-dire la diminution de mobilité suite à la fixation de la JSI, qui varie de 15% à 70% [16, 127]. Les composantes ayant le plus d'influence sur la mobilité de la JSI sont le LIO et le cartilage, ce qui était attendu vu leur position intra-articulaire. Leur importance relative varie en fonction du type de déplacement : le LIO a une plus grande influence sur les déplacements verticaux alors que le cartilage a une plus grande influence sur les déplacements angulaires. Les variations du module d'élasticité des ligaments postérieurs ont un effet négligeable sur la mobilité de la JSI.

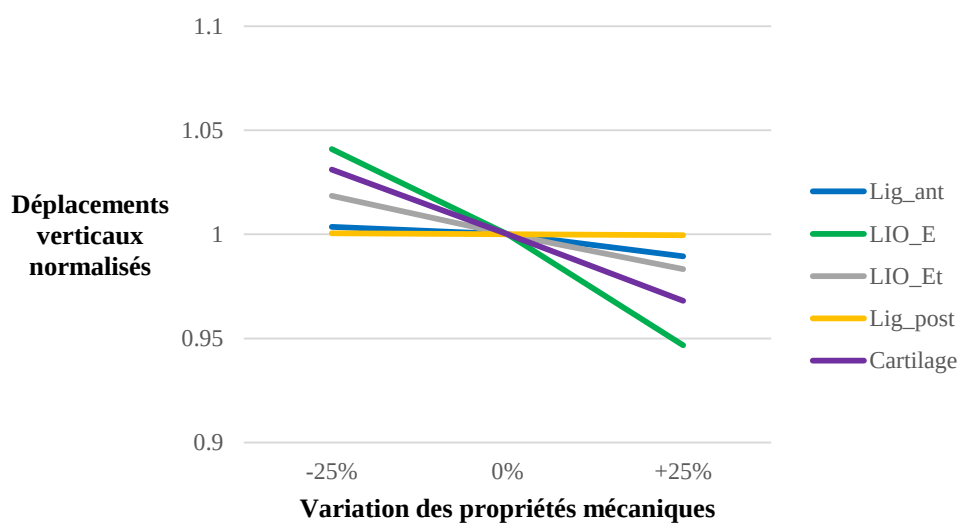


Figure 6.5 Déplacements verticaux normalisés en fonction des propriétés mécaniques.

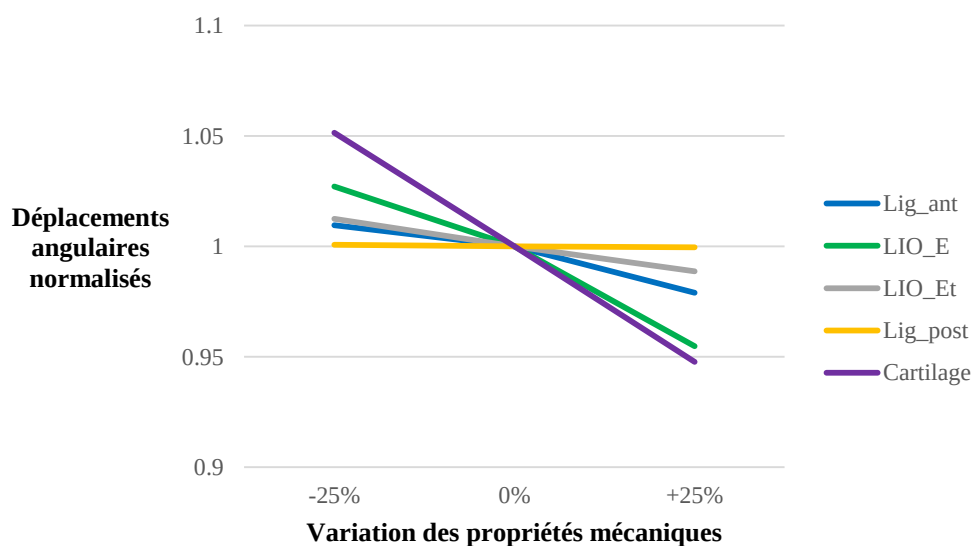


Figure 6.6 Déplacements angulaires normalisés en fonction des propriétés mécaniques.

Étant donné que le projet vise à étudier les implants de fusion de la JSI, il était également pertinent de vérifier si les variations des propriétés mécaniques affectaient la performance des implants et les tendances observées. Deux configurations d'implants ont été modélisées : la première est composée d'un implant à la position médiale, et la deuxième est composée d'un

implant à la position proximale (Chapitre 4). Pour chaque configuration, dix simulations ont été réalisées avec les différents jeux de propriétés mentionnés ci-haut (Tableau 6.4), pour un total de 20 simulations. Les réductions de déplacements verticaux et angulaires ont été mesurées par rapport au modèle non-instrumenté. Les figures 6.7 et 6.8 montrent les réductions de mobilité obtenues en fonction des jeux de propriétés.

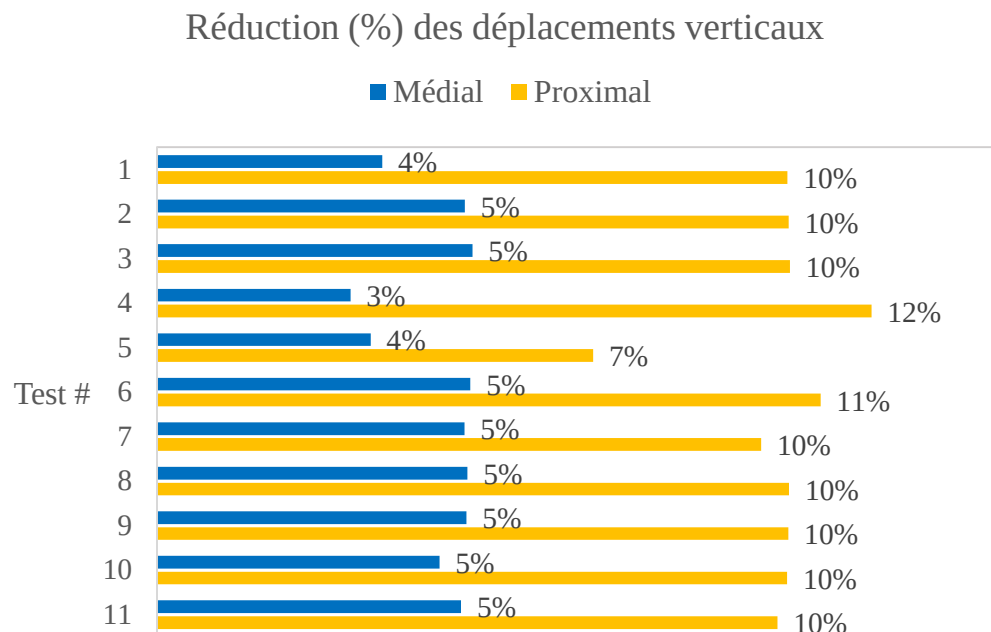


Figure 6.7 Réduction des déplacements verticaux de la JSI (vs. non-instrumenté) en fonction des différents jeux de propriétés mécaniques pour une instrumentation avec un implant médial et proximal.

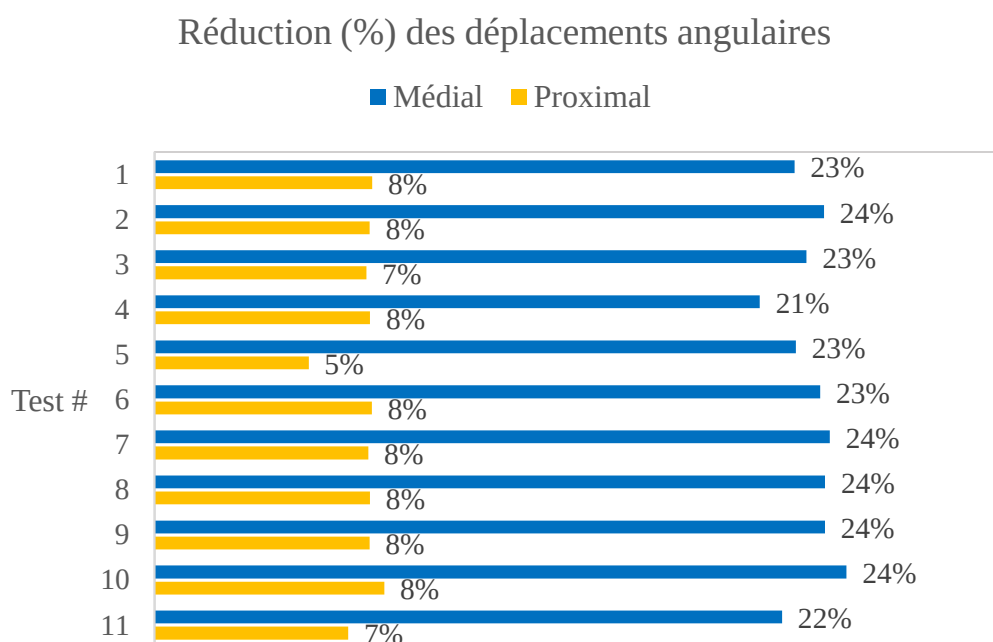


Figure 6.8 Réduction des déplacements angulaires de la JSI (vs. non-instrumenté) en fonction des différents jeux de propriétés mécaniques pour une instrumentation avec un implant médial et proximal.

Il est possible de voir que les différences entre les deux points d'insertion varient peu et que les tendances restent les mêmes : l'implant proximal est meilleur que l'implant médial pour réduire les déplacements verticaux, et l'implant médial est meilleur que l'implant proximal pour réduire les déplacements angulaires, peu importe la variation des propriétés mécaniques des ligaments et du cartilage. L'écart entre les deux points d'insertion comparés varie de 3 à 9% pour les déplacements verticaux, et de 13 à 18% pour les déplacements angulaires. De plus, la performance des implants demeure relativement constante pour un même type de déplacement. Pour des variations de +/-25% des modules d'élasticité, on observe de faibles variations de réduction de mobilité, avec des variations maximums de 3%. Les données de réduction de mobilité obtenues lors de cette étude de sensibilité ont été comparées aux données expérimentales obtenues lors de la première campagne expérimentale (Chapitre 4). Le comportement de l'implant médial n'a pas bien été reproduit. Expérimentalement, l'implant médial réduisait les déplacements verticaux de 20% et avait peu d'effet sur les déplacements angulaires. Ici, nous

obtenons une tendance inverse : l'implant médial est plus efficace pour réduire les déplacements angulaires. Par contre, la moyenne obtenue expérimentalement n'est basée que sur un nombre très limité de quatre spécimens, avec de grandes variations. Pour l'implant proximal, une bonne correspondance est observée. Expérimentalement, les déplacements verticaux et angulaires ont été réduits en moyenne de 14 et 10%, comparés à 10 et 8% numériquement.

Les propriétés mécaniques testées ont eu un effet limité sur la performance des implants et leur variation n'a pas permis de s'approcher davantage des valeurs expérimentales. Il a donc été décidé de garder le jeu de propriétés du test #2 pour les études subséquentes.

6.7 Étude de sensibilité sur la flexibilité du modèle

Après avoir mesuré l'influence relative des différents tissus mous sur la mobilité de la JSI, une étude de sensibilité sur la flexibilité du modèle a été réalisée pour voir son influence sur la performance des implants. Les ligaments postérieurs ont été exclus de cette étude vu leur influence négligeable. À partir du jeu de propriétés établi dans la précédente étude de sensibilité, dix tests ont été réalisés et les modules d'élasticité ont graduellement été diminués (Tableau 6.6).

Tableau 6.6 Jeux de propriétés et diminution des modules d'élasticité.

		TEST									
Composante	Prop	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Lig ant	E	45	41	37	33	29	25	21	17	13	9
LIO	E	25	23	21	19	17	15	13	11	9	7
	E _t	10	9.25	8.5	7.75	7	6.25	5.5	4.75	4	3.25
Cartilage	E	0.75	0.7	0.65	0.6	0.55	0.5	0.45	0.4	0.35	0.3

Tel qu'anticipé, la diminution des propriétés mécaniques a entraîné une augmentation graduelle de la mobilité. Les déplacements verticaux ont varié de 1.22 mm à 2.76 mm alors que les déplacements angulaires ont varié de 2.12° à 5.39°. Les figures 6.9 et 6.10 montrent comment la performance des implants est influencée par la flexibilité des tissus mous du modèle. De manière générale, plus le modèle est mobile, plus l'implant réduit les déplacements, tant verticaux

qu'angulaires. De plus, les tendances demeurent les mêmes, mais les différences entre l'implant médial et l'implant proximal varient. L'écart entre les deux points d'insertion comparés varie de 5 à 12% pour les déplacements verticaux, et de 11 à 16% pour les déplacements angulaires.

Suite à l'analyse des résultats, deux jeux de propriétés ont été retenus parmi les dix testés, soit le test #1 et le test #6 (Tableau 6.6). Il n'a pas été possible d'identifier un seul jeu de propriétés reproduisant fidèlement à la fois les performances des deux implants (réduction des déplacements verticaux et angulaires), et la mobilité non-instrumentée obtenues expérimentalement. Les propriétés du test #1 reproduisent bien la mobilité non-instrumentée et la performance de l'implant proximal, alors que celles du test #6 représentent mieux la performance de l'implant médial, spécifiquement pour les déplacements verticaux. Ces deux jeux de propriétés seront utilisés pour la première étude numérique du Chapitre 8.

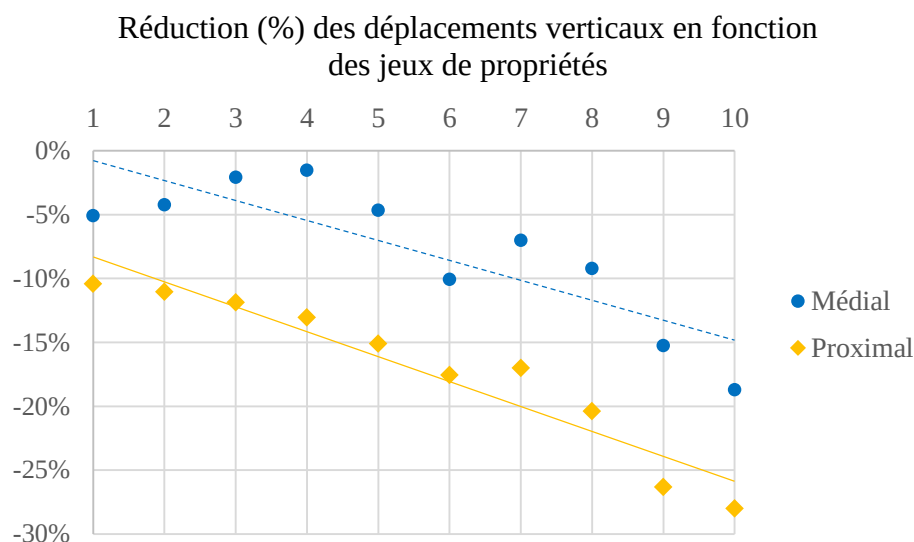


Figure 6.9 Réduction des déplacements verticaux (vs. non-instrumenté) en fonction de la flexibilité du modèle.

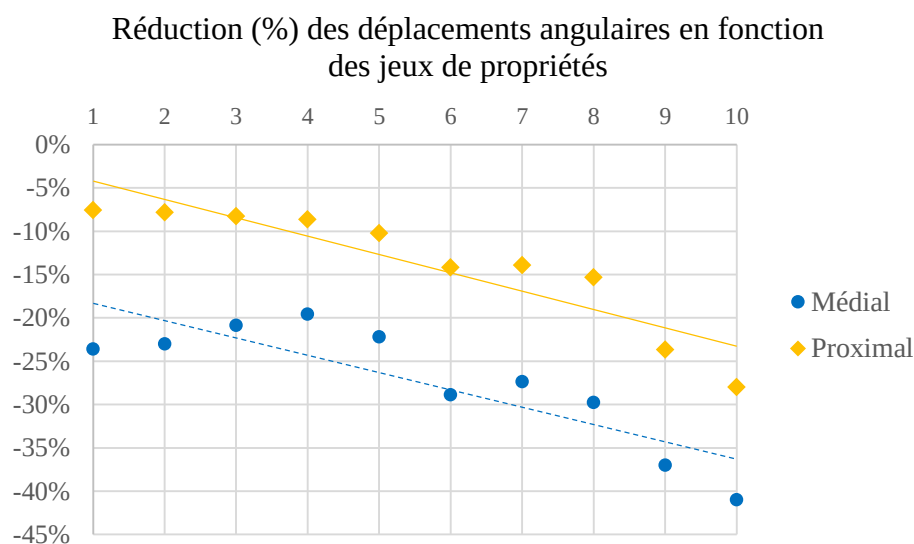


Figure 6.10 Réduction des déplacements angulaires (vs. non-instrumenté) en fonction de la flexibilité du modèle.

6.8 Validation du modèle

Suite à la calibration et aux différentes études de sensibilité réalisées sur le modèle, une validation a été réalisée en vue de pouvoir l'exploiter et interpréter les résultats. Tel que mentionné précédemment, le niveau de validation nécessaire est fonction du risque du modèle qui a été évalué comme étant faible (niveau 2), puisqu'il sera exploité en combinaison avec des essais expérimentaux afin de comparer la performance de différentes configurations et ne servira pas à la planification chirurgicale. Étant donné que la calibration a été faite avec les données de la première campagne expérimentale (Chapitre 4), une validation du modèle a été réalisée avec d'autres données, soient celles de la dernière campagne expérimentale (Chapitre 5). Les données expérimentales représentent la moyenne des six spécimens. Pour les résultats numériques, ceux-ci représentent la moyenne de six modèles (trois géométries pelviennes et deux densités osseuses; méthodologie détaillée dans le Chapitre 8). Les résultats ont été comparés en termes de réduction des déplacements verticaux et angulaires pour le chargement de compression, par rapport à l'état non-instrumenté. L'effet relatif de l'ajout des implants a également été comparé.

Les figures 6.11 et 6.12 montrent une comparaison entre les résultats des essais expérimentaux et des essais numériques. Cinq des six réponses étudiées se trouvent à l'intérieur d'un écart-type de la valeur expérimentale, bien que trois d'entre elles soient près de la limite. L'effet relatif de l'ajout des implants (1 vs. intact, 2 vs. 1, 3 vs. 2) est présenté dans le Tableau 6.7. Les différences entre les données expérimentales varient entre 0.7 et 18.2%.

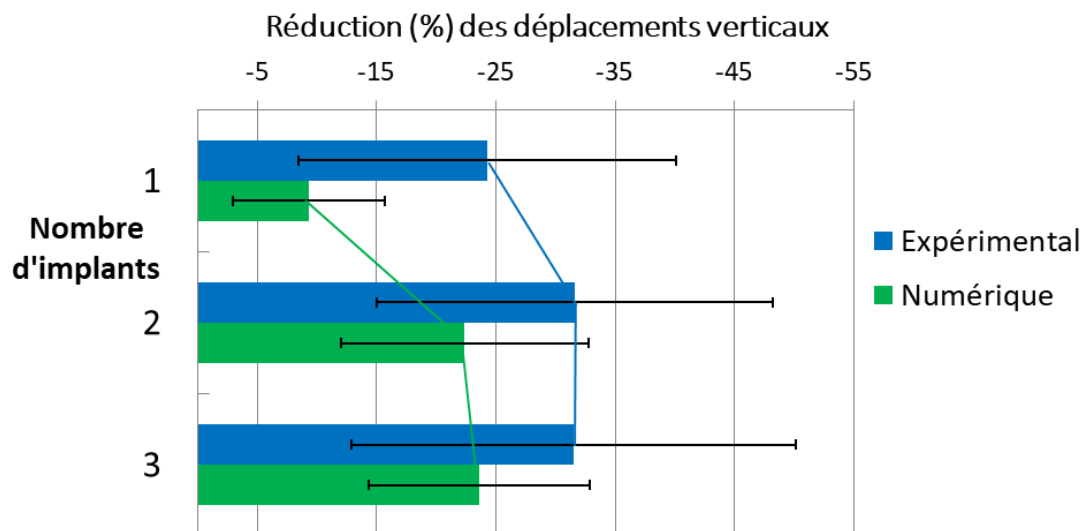


Figure 6.11 Comparaison de la réduction des déplacements verticaux en fonction du nombre d'implants pour les essais expérimentaux et les essais numériques. Les barres d'erreur représentent les écarts-types.

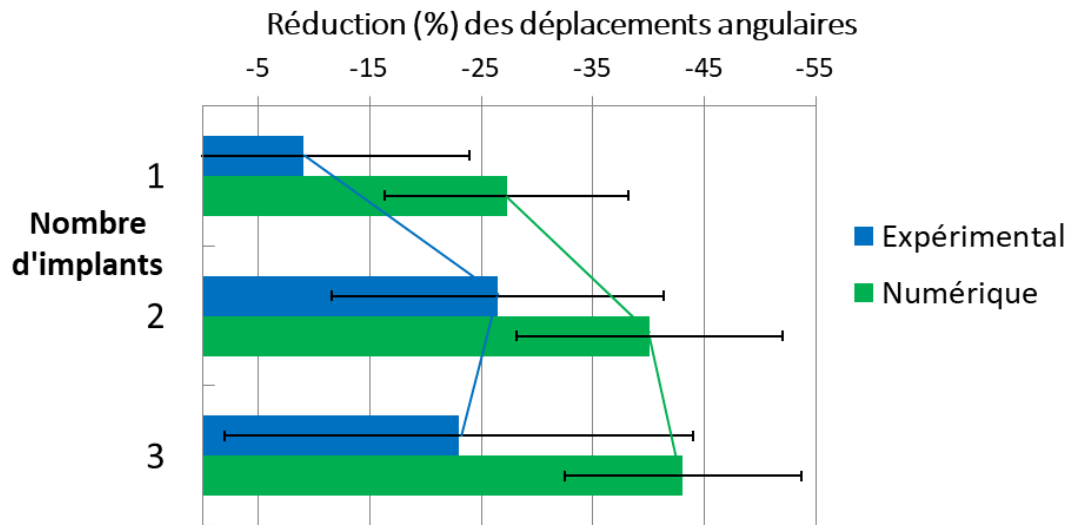


Figure 6.12 Comparaison de la réduction des déplacements angulaires en fonction du nombre d'implants pour les essais expérimentaux et les essais numériques. Les barres d'erreur représentent les écarts-types.

Le modèle numérique semble mal reproduire la contribution du premier implant : la réduction est trop faible pour les déplacements verticaux (écart de 15%), et trop grande (écart de 18.2%) pour les déplacements angulaires. Par contre, les tendances générales concordent. L'effet du deuxième implant est très similaire dans les deux cas, avec des écarts de moins de 5% (Tableau 6.7). L'effet de l'ajout du troisième implant est également bien reproduit, avec des écarts de 1.8% pour les déplacements verticaux et 11.7% pour les déplacements angulaires.

Tableau 6.7 Comparaison de l'effet relatif du nombre d'implants pour les essais expérimentaux (écart-type) et les essais numériques.

Nombre d'implants	Réduction des déplacements verticaux (%)			Réduction des déplacements angulaires (%)		
	Expérimental	Numérique	Différence	Expérimental	Numérique	Différence
1 vs. intact	-24.3 (± 15.8)	-9.3	15.0	-9.1 (± 14.8)	-27.3	18.2
2 vs. 1	-10.1 (± 7.3)	-14.7	4.6	-18.6 (± 15.0)	-18.1	0.7
3 vs. 2	+0.5 (± 9.5)	-1.3	1.8	+6.9 (± 30.3)	-4.8	11.7

Les valeurs numériques diffèrent, particulièrement pour les déplacements angulaires, avec des écarts variant de 13.6 à 20.1%. Les valeurs demeurent toutefois dans les intervalles rapportées dans d'autres études expérimentales de la littérature (réduction des déplacements angulaires entre 27 et 54% pour trois implants [16, 18]). Il est possible de voir que selon les résultats expérimentaux et numériques, les deux premiers implants contribuent à stabiliser la JSI et que l'ajout d'un troisième implant a peu d'effet. Le modèle semble adéquat pour représenter globalement l'effet des implants. Il faut cependant être prudent lors de l'analyse des résultats numériques étant donné que le niveau de précision du modèle est parfois du même ordre de grandeur que les réponses mesurées.

Il est important de noter qu'il existe une grande variabilité expérimentale et que les moyennes dépendent d'un faible nombre de spécimens. Ainsi, les résultats pourraient être différents si la campagne était reconduite avec d'autres spécimens. De plus, les essais numériques sont limités à trois géométries pelviennes, et ne représentent pas la variabilité présente dans la population. Il était donc attendu d'observer des différences entre le comportement expérimental et celui numérique. Lors de l'analyse des résultats et de la discussion, les résultats expérimentaux et numériques seront analysés ensemble pour en faire ressortir les tendances communes. La validation a été faite pour des implants cylindriques et filetés de fusion de la JSI et n'est pas nécessairement adaptée aux autres types d'instrumentation comme les implants de fusion

triangulaires ou les vis S2AI. Si le modèle venait à être utilisé dans un but prédictif, une validation plus robuste serait nécessaire. Cet aspect sera abordé plus en détails dans la discussion générale (Chapitre 10). Dans le cadre de ce projet, l'utilisation du modèle vise à compléter les résultats issus des essais cadavériques. Comme le comportement biomécanique du modèle correspond aux observations expérimentales et les mesures correspondent à l'étendu des données de la littérature, le modèle est jugé valide comme outil d'analyse biomécanique des dispositifs de fusion de la JSI.

6.9 Algorithme de krigeage

Le modèle SM2S du pelvis est basé sur la géométrie d'un homme du 50^e percentile. Pour pouvoir répondre à l'objectif 3 et réaliser les études numériques 3 et 5, il est nécessaire de pouvoir modéliser différentes géométries pelviennes. Pour ce faire, un algorithme de personnalisation géométrique par krigeage 3D a été développé, sur la base d'un algorithme précédemment développé au sein du laboratoire international iLab-Spine pour l'étude de traitements pour les scolioses [130, 131]. Le krigeage dual géométrique est un estimateur linéaire non-biaisé d'une fonction aléatoire [130]. Il s'agit d'une technique d'interpolation utilisant des théorèmes statistiques [132]. Des marqueurs sont d'abord sélectionnés sur la géométrie de référence, puis sur la géométrie désirée à partir d'images médicales. L'algorithme déplace et déforme ensuite le nuage de points de la géométrie de référence pour s'adapter à celui de la géométrie finale, en minimisant les déformations locales.

Les marqueurs établis dans l'algorithme original étaient définis pour le rachis thoracolombaire et étaient extraits automatiquement à partir de reconstructions d'images stéréoradiographiques. Pour l'adapter aux besoins de ce projet, de nouveaux marqueurs ont dû être définis sur le pelvis et la méthode a dû être modifiée pour pouvoir utiliser des données provenant d'images de CT-scan. Pour qu'un marqueur soit approprié, il doit être relativement facile à identifier sur des images médicales et assez précis. Trente-trois marqueurs ont ainsi été sélectionnés (Figure 6.13). Une attention particulière a été accordée à la région d'intérêt, c'est-à-dire la JSI.

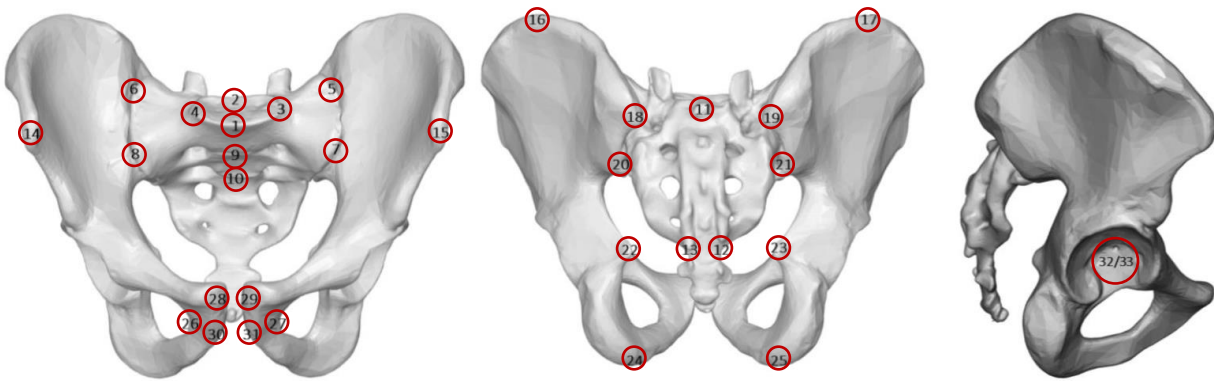


Figure 6.13 Positionnement des 33 marqueurs initiaux.

Pour optimiser le krigeage du pelvis, un projet intégrateur 3 (étudiante : Pauline Camus; co-supervisée avec Pr. Isabelle Villemure) a été réalisé afin d'une part de développer un algorithme permettant d'automatiser la transcription du fichier « Patient », et d'autre part, d'optimiser le nombre de marqueurs. Les données initiales proviennent de CT-scan de spécimens cadavériques (plutôt que du fichier .o3 provenant d'une reconstruction 3D), et l'exportation des coordonnées se fait par un fichier de type « .csv » via le programme 3DSlicer. Pour pouvoir kriger le pelvis, il fallait initialement modifier un fichier ayant la structure d'un fichier « .o3 » en modifiant manuellement les coordonnées des marqueurs désirés, étape pouvant introduire des erreurs. Ce transfert d'un type de fichier à un autre a été automatisé et codé dans Matlab, facilitant grandement l'utilisation d'images médicales autres que ceux d'un système radiographique biplan. La deuxième partie du projet consistait en un raffinement des marqueurs à utiliser pour le krigeage du pelvis à l'aide d'analyses qualitative et quantitative. À partir des 33 marqueurs présélectionnés, le nombre de marqueurs a été réduit à 24 (Figure 6.14), diminuant significativement le temps nécessaire à l'identification des marqueurs sur les scans, tout en s'assurant que la géométrie concorde avec celle à représenter, avec des différences d'angles pelviens de moins de 5°.

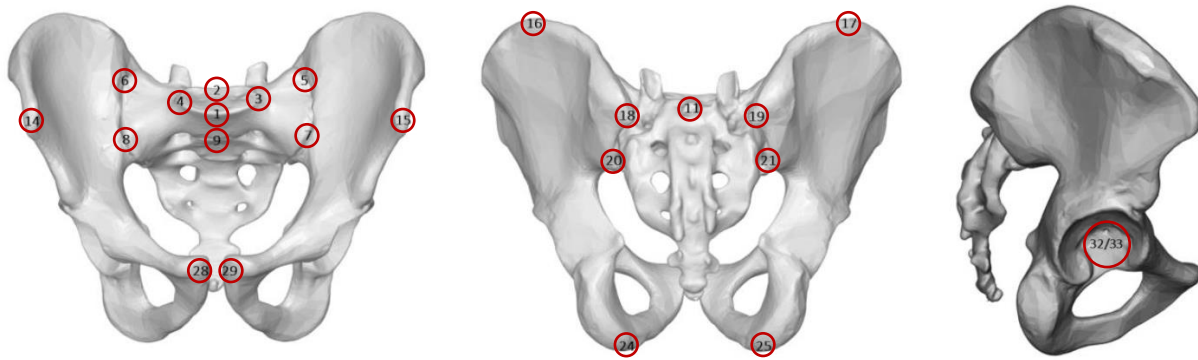


Figure 6.14 Positionnement des 24 marqueurs finaux.

6.10 Étude de sensibilité du positionnement du modèle dans le plan sagittal

Une dernière étude de sensibilité a été réalisée pour vérifier l'influence du positionnement du pelvis par rapport au système d'axes dans le plan sagittal. Cette étude a été réalisée à la suite de l'étude numérique sur la morphologie pelvienne, pour laquelle 20 géométries ont été modélisées (Chapitre 7). Le positionnement du modèle se fait manuellement et visuellement, et celui-ci pourrait avoir une influence sur les résultats. Dans un premier temps, les deux modèles aux extrêmes (plus faible et plus grande mobilité) ont été testés dans la position neutre (ASIS et symphyse pubienne dans le même plan vertical). Puis, les modèles ont subis des rotations dans le plan sagittal de 5° et 10°, dans le sens positif et négatif (Figure 6.15). Un total de 10 simulations ont été réalisées (2 modèles x 5 positionnements). Pour quantifier l'effet du positionnement sur la mobilité, la différence entre la valeur minimum et la valeur maximum des déplacements a d'abord été calculée. Le pourcentage de celle-ci par rapport à la valeur de référence (i.e. position neutre) a été rapporté.

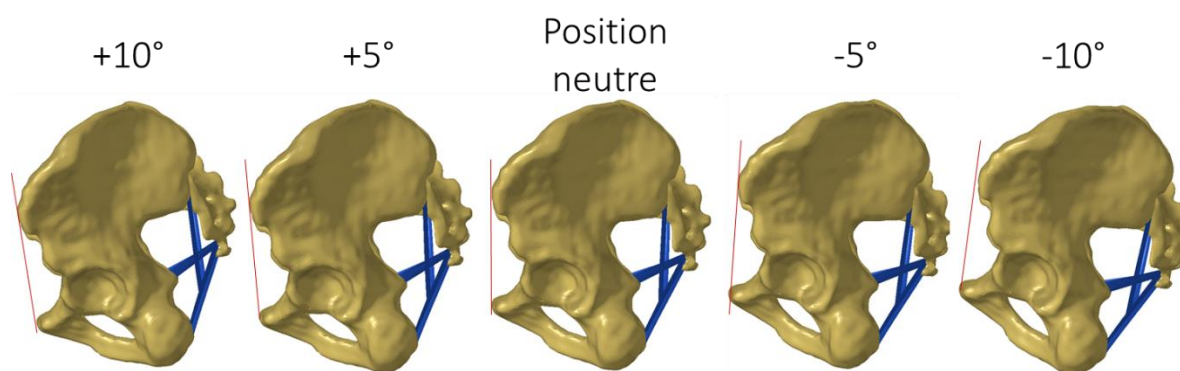


Figure 6.15 Position neutre du modèle et variations testées.

Le Tableau 6.8 présente les résultats des simulations visant à quantifier la sensibilité du modèle à un positionnement variable ($\pm 10^\circ$). Les variations maximales observées étaient de 0.07 mm et de 0.27° pour les déplacements verticaux et angulaires, respectivement. Les variations de mobilité par rapport à la position neutre étaient inférieures à 4% pour un désalignement de 5° et inférieures à 10% pour un désalignement de 10° . Ce dernier représente le pire scénario, mais une telle erreur de positionnement est peu probable puisqu'elle est visuellement marquée (Figure 6.15). Ces résultats montrent que la mobilité est faiblement affectée par les variations de l'orientation du pelvis dans le plan sagittal.

Tableau 6.8 Variation de la mobilité de la JSI en fonction du positionnement du modèle.

Mobilité	Variation ($^\circ$)	Déplacements verticaux – Côté droit	Déplacements verticaux – Côté gauche	Déplacements angulaires – Côté droit	Déplacements angulaires – Côté gauche
Faible (ID05)	± 5	3.5 %	3.0 %	3.7 %	2.9 %
	± 10	4.1 %	3.1 %	5.6 %	4.1 %
Élevée (ID18)	± 5	3.2 %	3.1 %	4.0 %	3.8 %
	± 10	4.0 %	3.3 %	8.5 %	7.7 %

6.11 Conclusion

L'ensemble des études de convergence et de sensibilité ont permis de quantifier les incertitudes du modèle quant aux propriétés mécaniques des tissus mous et aux choix de modélisation (taille du maillage, durée du chargement, positionnement du modèle). De plus, une validation du modèle a été faite en comparant les résultats numériques à ceux d'études expérimentales. Une bonne correspondance a été observée, et le modèle a été jugé valide pour l'étude des implants de fusion de la JSI, en combinaison avec des essais cadavériques. Ces étapes sont des éléments clés afin de s'assurer de la crédibilité du modèle comme outil d'analyse biomécanique permettant de tester les hypothèses du projet.

CHAPITRE 7 EFFET DE LA MORPHOLOGIE PELVIENNE SUR LA MOBILITÉ DE LA JONCTION SACRO-ILIAQUE

7.1 Introduction

Il existe une grande variabilité interindividuelle quant à la mobilité intra-articulaire de la JSI et celle-ci demeure mal comprise. La mobilité de la JSI mesurée expérimentalement est influencée par plusieurs facteurs dont l'âge, la densité osseuse, le sexe et la condition du spécimen. À ce jour, aucune étude n'a investigué le lien entre la morphologie du pelvis et la biomécanique de la JSI. Les morphologies rachidiennes pourraient également avoir une influence sur la mobilité de la JSI, tel que proposé par Delmas [50], mais aucune étude n'a été réalisée à ce jour pour supporter cette hypothèse. L'incidence pelvienne (IP) et la pente sacrée (PS), telles que décrites dans le Chapitre 2, sont prises en compte lors de la planification chirurgicale de certaines instrumentations du rachis [133, 134]. Ces angles pourraient également influencer les articulations du pelvis. La compréhension actuelle de la biomécanique de la JSI est insuffisante pour prendre en compte sa morphologie lors de la planification des chirurgies de fusion de la JSI.

Cette étude avait pour objectif de mesurer l'effet de la morphologie pelvienne, plus précisément les angles pelviens, sur la mobilité de la JSI afin de mieux comprendre la biomécanique de la JSI sans instrumentation et de quantifier l'influence de la morphologie sur sa mobilité.

7.2 Matériel et Méthodes

7.2.1 Simulation

Les scans de 20 spécimens cadavériques, obtenus lors des campagnes expérimentales, ont été utilisés pour générer 20 MÉF (ID1 à ID20) à l'aide de la technique de krigeage précédemment décrite (Chapitre 6). Les bassins ont ensuite été repositionnés en position neutre par rapport au système d'axe (ASIS et symphyse pubienne dans le même plan vertical). Les éléments sur la surface des acétabulums ont été bloqués dans toutes les directions et un corps rigide a été créé avec les éléments supérieurs du plateau sacré pour représenter la transmission de charges du disque intervertébrale L5-S1. Un chargement de compression de 500 N a été appliqué sur le

nœud maître du corps rigide. Les propriétés des matériaux étaient les mêmes pour toutes les simulations et sont détaillées dans le Chapitre 6.

7.2.2 Analyse

Les déplacements intra-articulaires de la JSI, incluant les déplacements verticaux et angulaires, ont été mesurés de la même façon que lors des campagnes expérimentales décrites dans les chapitres 4 et 5. Pour chaque modèle, l'incidence pelvienne et la pente sacrée ont été mesurées avec ImageJ 1.52n (U. S. National Institutes of Health, MD, É-U). Pour quantifier l'influence des angles pelviens sur la mobilité de la JSI, des régressions linéaires ont été réalisées pour les deux types de déplacement.

Suite à l'analyse initiale des résultats des régressions linéaires, un test complémentaire a été fait pour vérifier l'influence du LIO en mesurant son volume pour chaque modèle. En effet, lors du krigeage du pelvis, les surfaces auriculaires de la JSI sont déformées, pouvant entraîner une variation du volume de LIO entre les différents modèles. Ce volume est important à considérer puisque le LIO a une grande influence sur la stabilité de la JSI [2]. Une régression linéaire a été réalisée entre la mobilité de la JSI et le volume du LIO pour vérifier si ce dernier pouvait avoir influencé les corrélations avec les angles pelviens.

7.3 Résultats

Le Tableau 7.1 présente les déplacements intra-articulaires verticaux et angulaires de la JSI pour les différents modèles krigés, ainsi que les moyennes et les variations par rapport à celles-ci. L'IP variait de 39.5° à 69° avec une moyenne de 56.2°. La PS variait de 32.9° à 66.8° avec une moyenne de 46.1°. Des déplacements verticaux de 0.86 mm à 1.73 mm et des déplacements angulaires de 1.33 à 3.51° ont été obtenus.

Tableau 7.1 Angles pelviens, volume du LIO et déplacements intra-articulaires de la JSI pour les différentes géométries pelviennes. IP : incidence pelvienne; PS : pente sacrée.

	IP (°)	PS (°)	Volume du LIO (cm ³)	Déplacements verticaux (mm)		Déplacements angulaires (°)	
				Côté droit	Côté gauche	Côté droit	Côté gauche
ID1	54.6	43.0	7.3	1.20	1.15	2.05	1.93
ID2	55.7	51.0	5.8	1.58	1.55	3.51	3.12
ID3	68.7	66.8	5.2	1.27	1.36	2.88	2.75
ID4	62.4	47.7	6.3	0.86	0.91	1.37	1.33
ID5	51.0	33.9	7.9	1.37	1.38	2.40	2.28
ID6	42.8	39.0	6.8	1.21	1.15	2.14	1.91
ID7	57.3	49.3	5.0	1.28	1.20	2.23	2.13
ID8	67.7	54.1	5.3	1.05	1.04	1.91	1.72
ID9	60.4	48.7	6.0	0.94	0.93	1.50	1.47
ID10	44.2	32.9	6.8	1.13	1.07	1.93	1.65
ID11	58.7	53.1	6.1	1.10	1.20	2.04	1.94
ID12	61.1	42.5	5.0	1.36	1.49	2.47	2.41
ID13	50.9	49.5	6.4	1.21	1.13	2.10	2.03
ID14	53.3	49.8	6.9	1.40	1.41	2.82	2.63
ID15	43.6	41.0	5.6	1.02	0.92	1.70	1.46
ID16	60.3	38.1	4.5	1.56	1.60	3.21	3.17
ID17	55.7	32.9	4.4	1.68	1.73	3.37	3.35
ID18	66.7	56.0	5.4	1.14	1.10	2.17	2.09
ID19	69.0	55.7	5.5	1.10	1.03	1.88	1.74
ID20	39.5	37.8	5.5	1.56	1.50	2.90	2.81
Moyenne	56.2	46.1	5.9	1.25	1.24	2.33	2.20
Min	39.5	32.9	4.4	0.86	0.91	1.37	1.33
Max	69.0	66.8	7.9	1.68	1.73	3.51	3.35
Différence (mm ou °)	-	-	-	0.82	0.82	2.14	2.02
Variation p/r à la moyenne (%)	-	-	-	-32% / +34%	-27% / +40%	-41% / +51%	-40% / +52%

Suite à l'analyse des résultats, aucune corrélation significative n'a été observée entre les angles pelviens (IP et PS) et les déplacements verticaux (Figure 7.1) ou angulaires (Figure 7.2). Tous les R^2 étaient inférieurs à 0.15.

Corrélation entre les déplacements verticaux et les angles pelviens

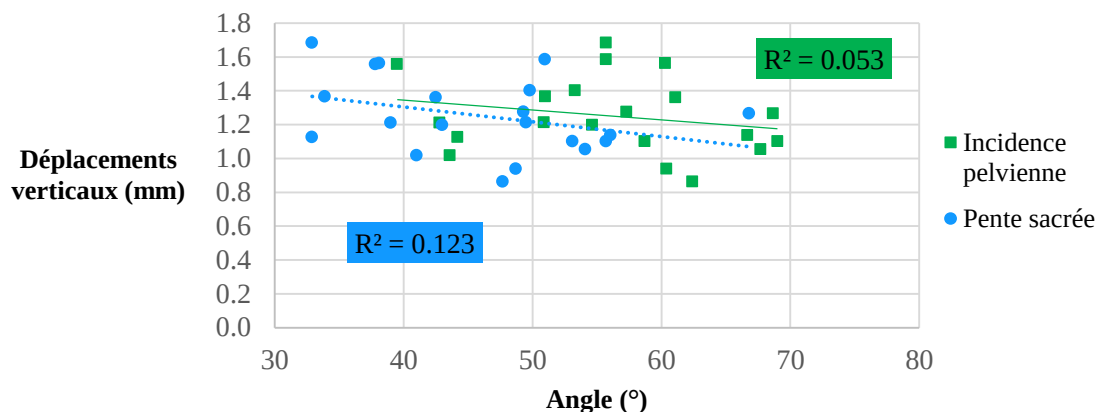


Figure 7.1 Corrélation des déplacements verticaux avec l'incidence pelvienne et la pente sacrée.

Corrélation entre les déplacements angulaires et les angles pelviens

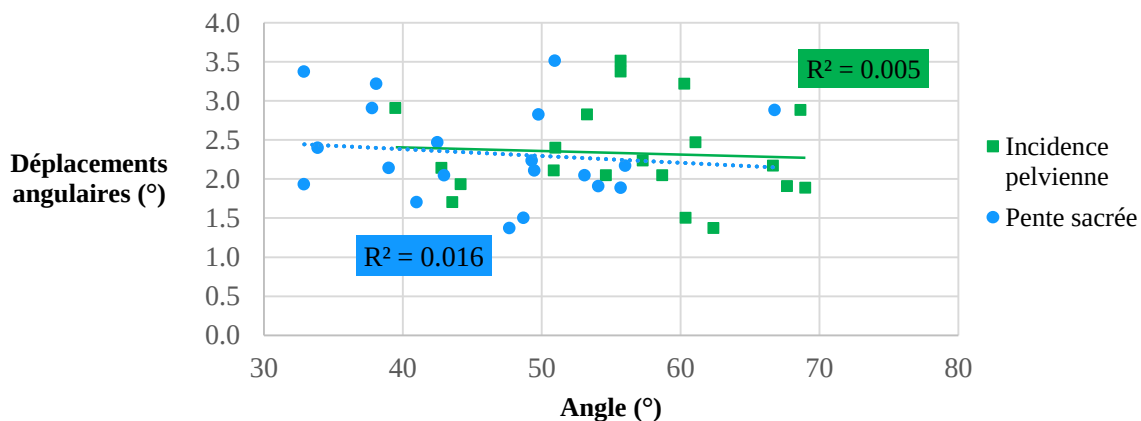


Figure 7.2 Corrélation des déplacements angulaires avec l'incidence pelvienne et la pente sacrée.

Corrélations entre la mobilité de la JSI et le volume de LIO

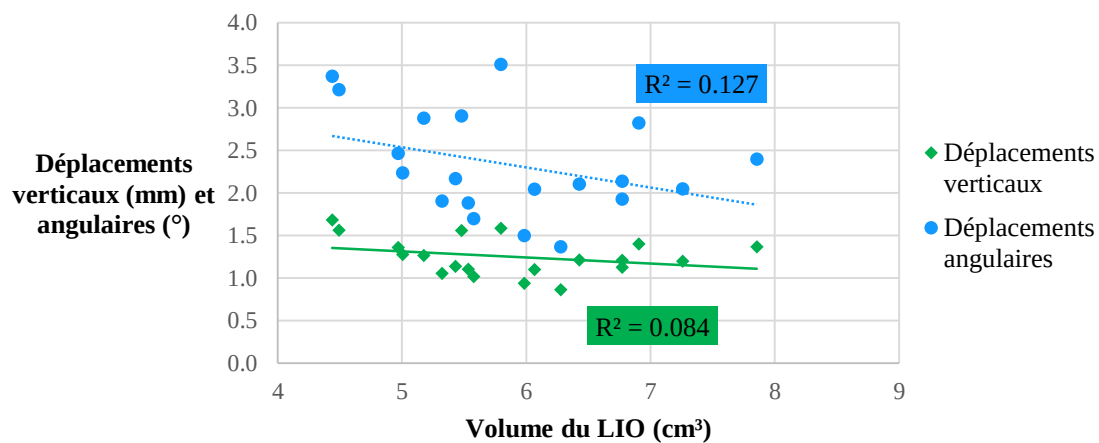


Figure 7.3 Corrélation des déplacements verticaux et angulaires avec le volume du ligament interosseux.

Pour les 20 modèles krigés, le volume du LIO variait de 4.4 cm³ à 7.9 cm³. Aucune corrélation n'a été observée pour les déplacements verticaux ($R^2=0.084$) et angulaires ($R^2=0.127$) (Figure 7.3). La discussion des résultats sera incluse dans la discussion générale de la thèse (Chapitre 10).

CHAPITRE 8 COMPARAISON DE TROIS POINTS D'INSERTION : ANALYSE DE LA STABILISATION DE LA JONCTION SACRO- ILIAQUE ET DES CONTRAINTES DANS L'OS EN PÉRIPHÉRIE DES IMPLANTS

8.1 Introduction

La campagne expérimentale du Chapitre 4 a permis de comparer deux points d'insertion possibles (proximal et distal, renommé médial pour cette étude) pour l'instrumentation de la JSI par approche postérieure. Le faible nombre de spécimens couplé à une grande variabilité interindividuelle n'a pas permis d'observer de différence significative entre les deux points d'insertion quant à la réduction de mobilité de la JSI. Cette analyse numérique permet de compléter la campagne expérimentale en analysant les champs de contraintes autour des implants. De plus, un troisième point d'insertion possible (caudal) a été identifié et comparé aux deux autres. Des configurations à un et deux implants ont été réalisées, selon les différentes combinaisons possibles. L'objectif était d'étudier l'influence du point d'insertion et de la flexibilité des tissus mous sur la stabilisation biomécanique de la JSI (O3).

8.2 Matériels et Méthodes

Cette étude a été réalisée avec le modèle SM2S, décrit plus en détails dans la section 6.2. Pour comparer les trois points d'insertion possibles, un plan d'expériences a été réalisé (Tableau 8.1). Six configurations ont été testées, soit trois configurations à un implant et trois configurations à deux implants. Chaque point d'insertion (proximal, médial, caudal) était considéré soit présent (1) ou absent (0). Les configurations à zéro ou trois implants ont été éliminées.

Tableau 8.1 Plan d'expériences pour la comparaison de points d'insertion. Les niveaux de flexibilité sont définis dans le Tableau 8.2.

CHARGEMENT	FLEXIBILITÉ	POINT D'INSERTION			NOMBRE D'IMPLANTS
COMPRESSION	–	PROXIMAL (0)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	0
				CAUDAL (1)	1
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
		PROXIMAL (1)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	2
				CAUDAL (1)	3
	+	PROXIMAL (0)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	0
				CAUDAL (1)	1
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
		PROXIMAL (1)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	2
				CAUDAL (1)	3
FLEX-EXT + COMPRESSION	–	PROXIMAL (0)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	0
				CAUDAL (1)	1
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
		PROXIMAL (1)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	2
				CAUDAL (1)	3
	+	PROXIMAL (0)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	0
				CAUDAL (1)	1
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
		PROXIMAL (1)	MÉDIAL (0)	CAUDAL (0)	1
				CAUDAL (1)	2
			MÉDIAL (1)	CAUDAL (0)	2
				CAUDAL (1)	3

Deux jeux de propriétés mécaniques des tissus mous ont été utilisés pour simuler deux flexibilités (Tableau 8.2). Ces jeux de propriétés ont été choisis à partir des tests faits dans le Chapitre 6.

Tableau 8.2 Jeux de propriétés des tissus mous utilisés. LIO : Ligament interosseux.

Composante	Propriété	Flexibilité (-)	Flexibilité (+)
LIO	E (MPa)	25	15
	E _t (MPa)	10	6.25
Cartilage	E (MPa)	0.75	0.5
Ligaments antérieurs	E (MPa)	45	25

Deux chargements ont été utilisés : compression (500 N; Figure 8.1) et compression avec des moments de flexion et d'extension (+/- 7.5 Nm; Figure 8.2). Les chargements ont été appliqués au plateau sacré et la partie inférieure du pelvis (jusqu'au trou ischio-pubien) a été bloquée dans toutes les directions, pour reproduire les conditions expérimentales. Au total, 24 simulations ont été réalisées avec RADIOSS v17 (Altair Engineering, Troy, MI, É-U).

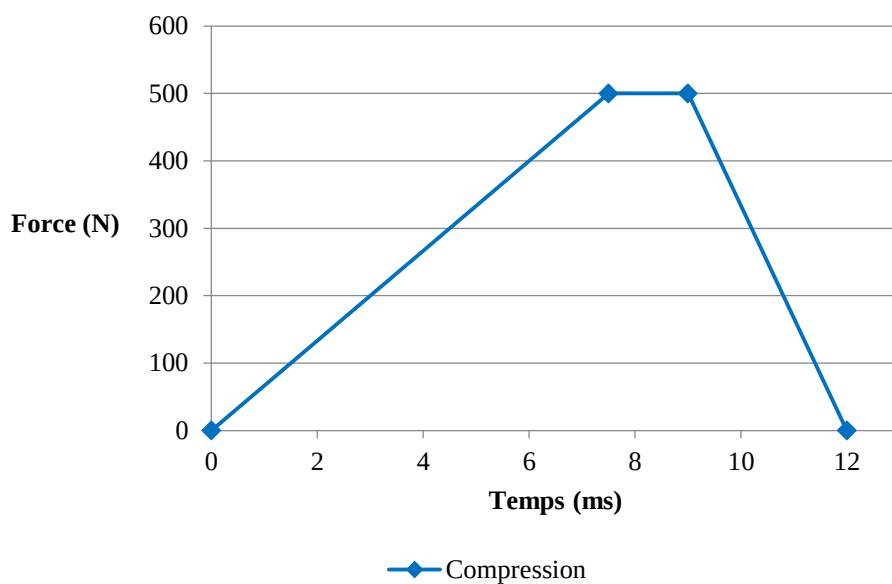


Figure 8.1 Fonction de chargement de compression.

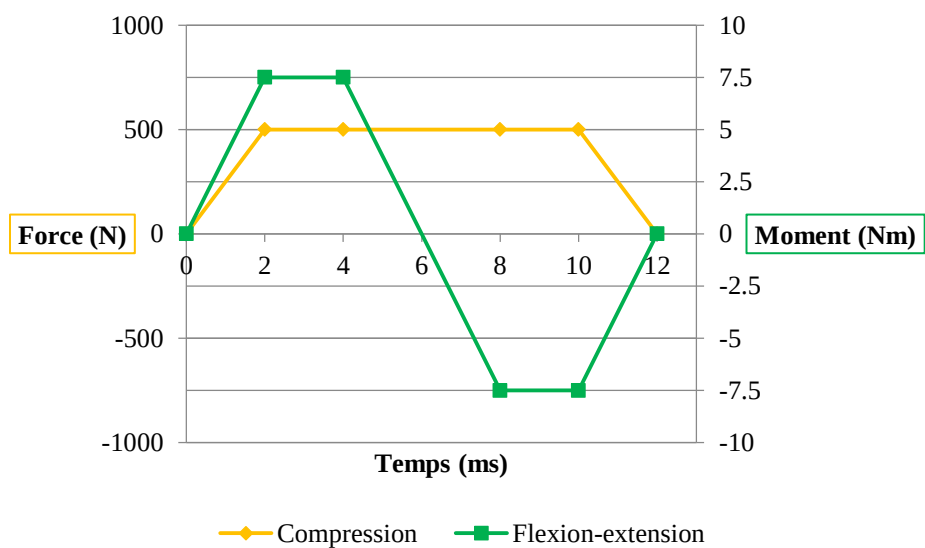


Figure 8.2 Fonction de chargement de flexion-extension.

Les déplacements intra-articulaires verticaux et angulaires de la JSI ont été mesurés selon la méthodologie présentée dans le Chapitre 4. La réduction de mobilité (en pourcentage) a été mesurée pour chaque configuration en comparant la mobilité de la configuration instrumentée à celle non-instrumentée. Une analyse de plan d'expériences et un diagramme de Pareto ont été

réalisés sur les déplacements verticaux et les déplacements angulaires pour comparer les points d'insertion entre eux. Pour quantifier les contraintes dans l'os associées à chaque configuration, le volume d'os ayant atteint 75% de sa limite élastique a été calculé.

8.3 Résultats

Les figures 8.3 et 8.4 montrent les réductions de mobilité de la JSI pour les différentes configurations testées par rapport à la mobilité du modèle non-instrumenté. En moyenne, les modèles plus flexibles avaient une réduction supérieure des déplacements verticaux et angulaires de 6.3% et 7.0% respectivement. En moyenne, les configurations à un implant ont mené à une réduction des déplacements verticaux et angulaires de 7.1% et 19.1%. Les configurations à deux implants ont permis une réduction des déplacements verticaux de 22.9% et des déplacements angulaires de 41.8%. La configuration réduisant le plus la mobilité de la JSI est celle avec un implant caudal et un implant proximal.

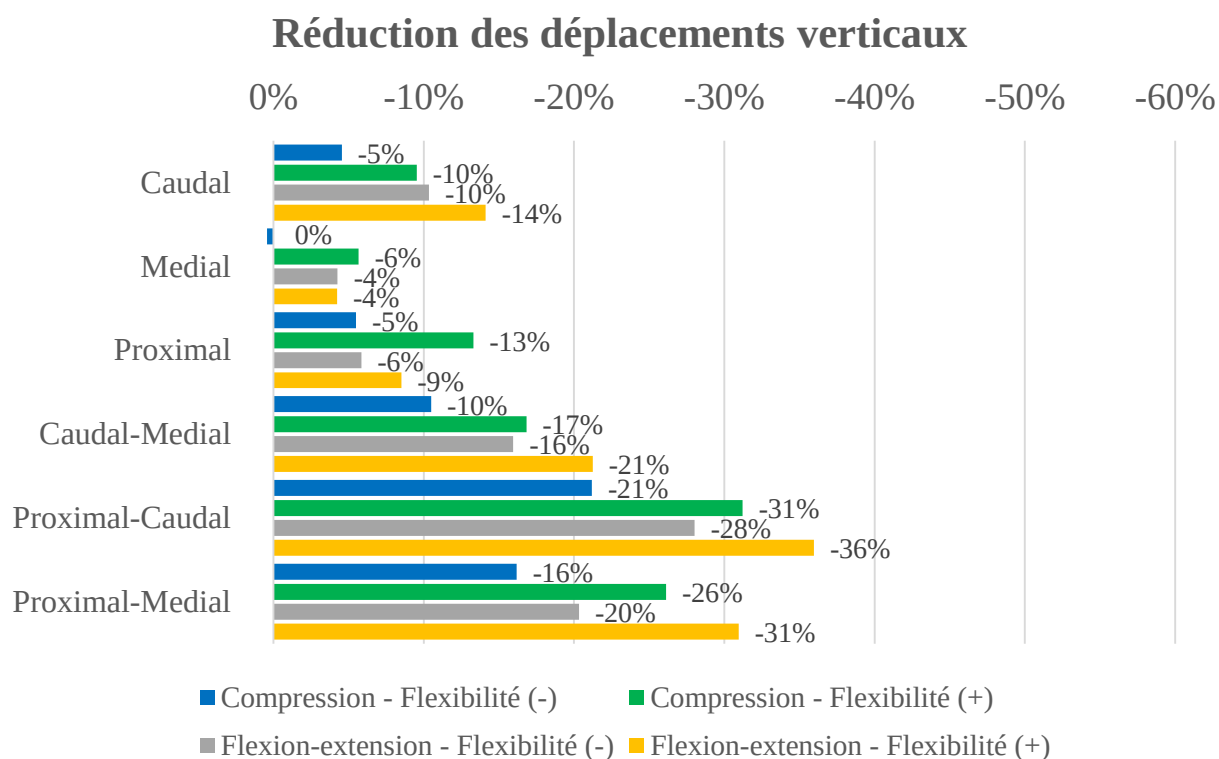


Figure 8.3 Réduction des déplacements verticaux pour les différentes configurations testées par rapport à l'état non-instrumenté.

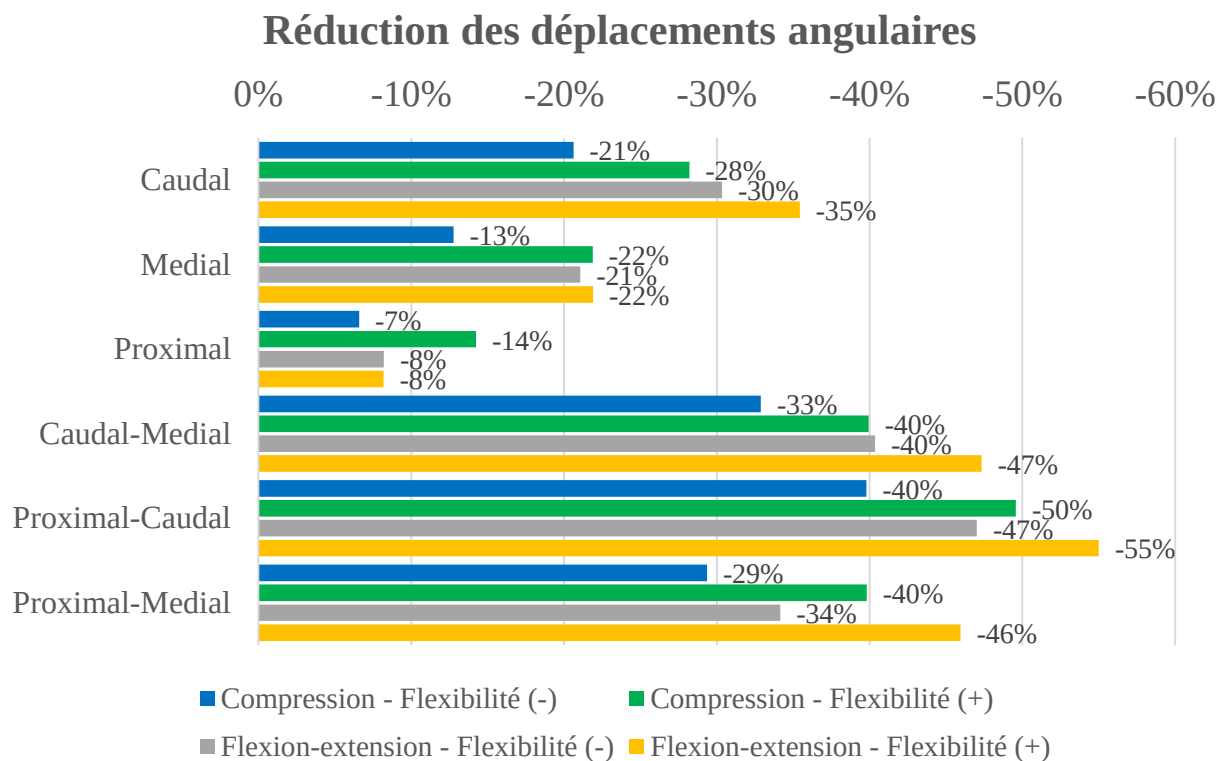


Figure 8.4 Réduction des déplacements angulaires pour les différentes configurations testées par rapport à l'état non-instrumenté.

Suite à l'analyse du plan d'expériences, les diagrammes de Pareto ont permis d'identifier que les trois points d'insertion et la flexibilité du modèle avaient un effet significatif ($p < 0.05$) sur les déplacements verticaux et angulaires. Pour les déplacements verticaux, le point d'insertion ayant le plus d'influence est le point proximal, suivi du point caudal (Figure 8.5). Les tendances sont différentes pour les déplacements angulaires, puisque c'est le point caudal qui a la plus grande influence, suivi du point médial (Figure 8.6).

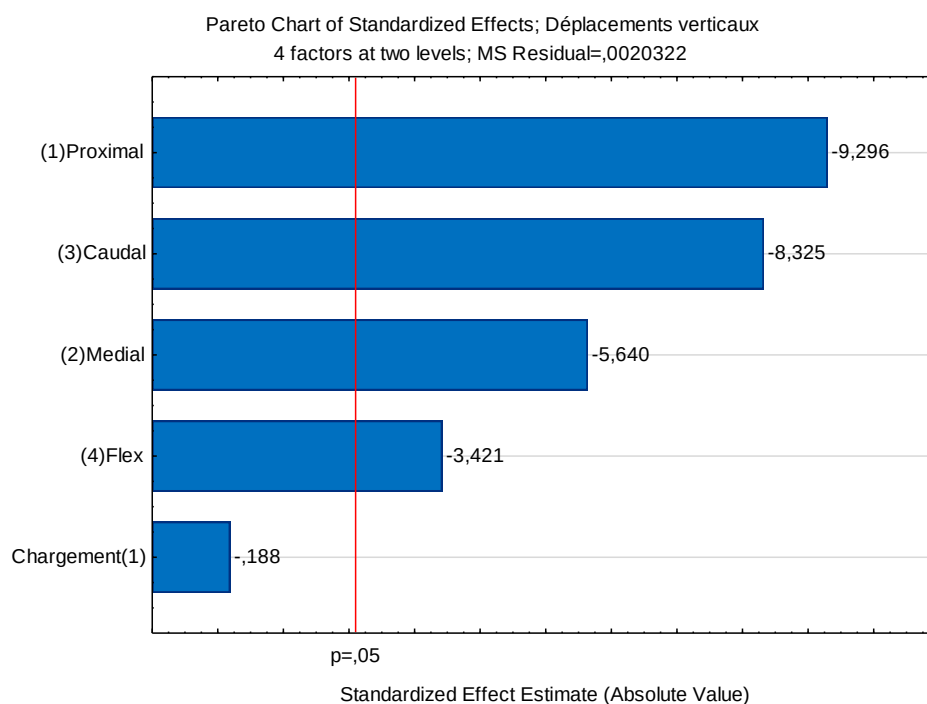


Figure 8.5 Diagramme de Pareto des déplacements verticaux.

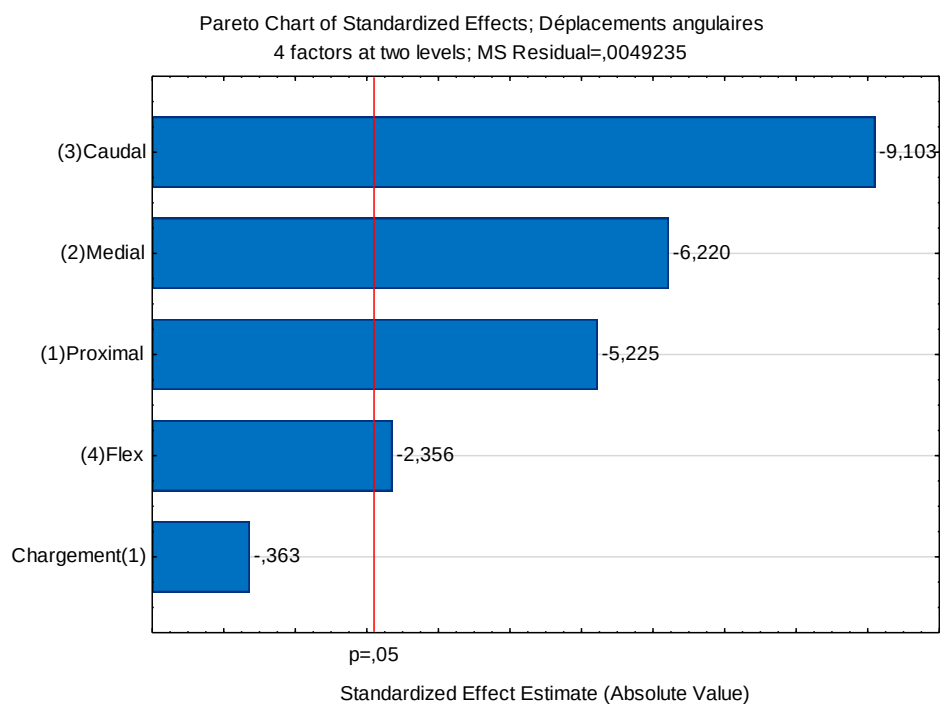


Figure 8.6 Diagramme de Pareto des déplacements angulaires.

En prenant en compte les deux types de déplacements, le point d'insertion permettant la meilleure réduction de mobilité de la JSI est le point caudal, suivi du point proximal. Par conséquent, il est attendu que la meilleure combinaison pour une configuration à deux implants soit celle avec ces deux points d'insertion, ce qui est le cas selon les résultats de cette étude. Le volume d'os ayant atteint 75% de sa limite élastique variait entre 1.4 mm³ et 167.6 mm³ (Tableau 8.3). Le volume d'os était généralement plus grand pour les configurations comprenant un implant proximal et plus faible pour celles comprenant un implant caudal. Le volume d'os moyen pour les configurations à un implant était de 59.7 mm³ et de 53.9 mm³ pour celles à deux implants.

Tableau 8.3 Réduction des déplacements de la JSI et volume d'os ayant atteint 75% de la limite élastique.

Chargement	Flexibilité	Point d'insertion	Volume >75% limite élastique (mm ³)
Compression	–	Caudal	1.4
		Médial	9.6
		Proximal	19.3
		Caudal-Médial	2.9
	+	Prox-Caudal	9.8
		Prox-Médial	13.9
		Caudal	3.2
		Médial	23.5
Flexion-extension	–	Proximal	50.8
		Caudal-Médial	7.8
		Prox-Caudal	18.9
		Prox-Médial	29.5
	+	Caudal	17.6
		Médial	89.2
		Proximal	128.9
		Caudal-Médial	37.5
		Prox-Caudal	54.9
		Prox-Médial	115.1
		Caudal	48.2
		Médial	157.5
		Proximal	167.6
		Caudal-Médial	79.5
		Prox-Caudal	95.2
		Prox-Médial	182

Les régions où les contraintes étaient plus élevées se situaient principalement au bout de l'implant et près de l'os cortical (Figure 8.7). Graphiquement, les contraintes en périphérie de l'implant caudal sont moins grandes que pour les deux autres points d'insertion. Pour les configurations à deux implants (Figure 8.8), l'implant proximal mène à des concentrations de contraintes plus élevées que les deux autres points. La discussion des résultats sera incluse dans la discussion générale de la thèse (Chapitre 10).

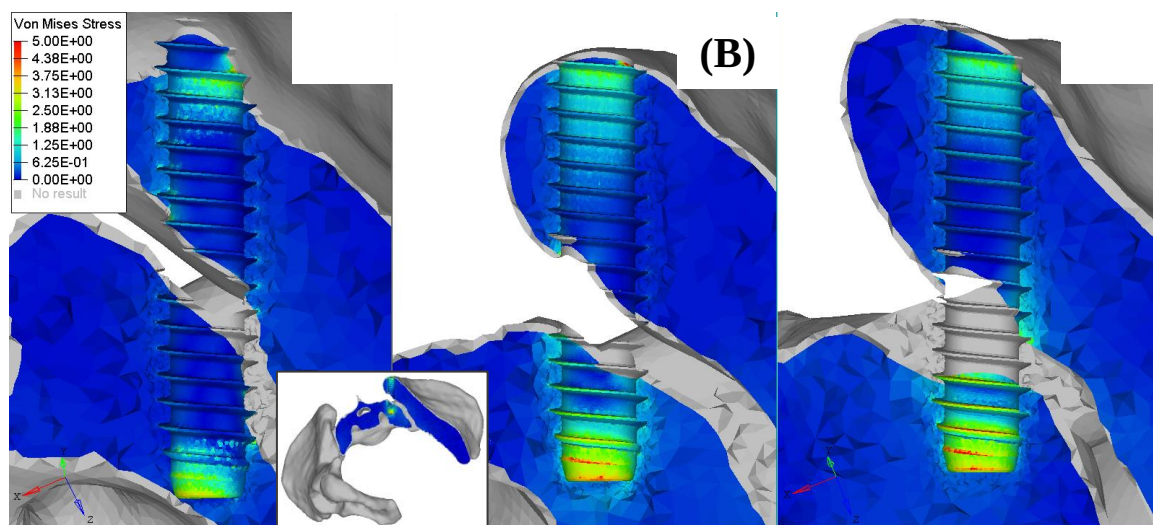


Figure 8.7 Configuration à un implant en flexion-extension pour un site d'insertion: (A) Caudal, (B), Médial (C) Proximal.

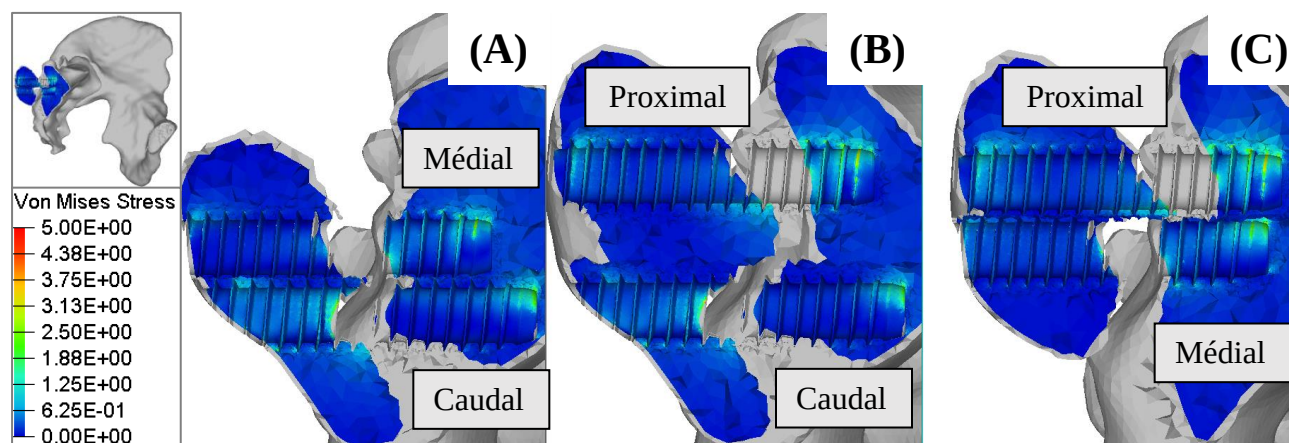


Figure 8.8 Configurations à deux implants en compression pour des insertions: (A) Caudal-Médial, (B) Caudal-Proximal, (C) Médial-Proximal.

CHAPITRE 9 ARTICLE 3: INSTRUMENTATION OF THE SACROILIAC JOINT WITH CYLINDRICAL THREADED IMPLANTS: A DETAILED FINITE ELEMENT STUDY OF PATIENT CHARACTERISTICS AFFECTING FIXATION PERFORMANCE

L'article intitulé « Instrumentation of the Sacroiliac Joint with Cylindrical Threaded Implants: A Detailed Finite Element Study of Patient Characteristics Affecting Fixation Performance » a été soumis dans la revue Journal of Orthopaedic Research (Impact Factor du Journal citation report 2017 : 3.14) le 24 septembre 2020. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. Cet article porte sur l'objectif O3 de cette thèse. Dans le cadre de cette étude, l'effet du nombre d'implants sur la stabilisation de la JSI est caractérisé pour différentes géométries pelviennes et densités osseuses.

Auteurs et affiliations: Roxanne Dubé-Cyr, BASc, ^{a, b, c, d}, Isabelle Villemure, PhD, PEng, ^{a, b, c}, Pierre-Jean Arnoux, PhD, ^{c, d}, Jeremy Rawlinson, PhD, ^{a, e}, Carl-Éric Aubin, PhD, PEng, ^{a, b, c}

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

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

(c) iLab-Spine (International Laboratory – Spine Imaging and Biomechanics), Montreal, Canada and Marseille, France

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

(e) Medtronic, Spinal Applied Research, 1800 Pyramid Place, Memphis 38132, TN, USA

Corresponding author:

Carl-Éric Aubin, PhD, PEng, Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montreal, P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal, QC, Canada H3C 3A7, Phone number: +1(514) 340-4711 # 2836, Fax number: +1(514) 340-5170 Email: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Running title: Sacroiliac joint fixation

9.1 Abstract

The sacroiliac joint is a known pain generator which, in severe cases, may require surgical fixation to reduce intra-articular displacements and allow for arthrodesis. The objective of this computational study was to analyze how the number of implants affected sacroiliac joint stabilization with patient-specific characteristics such as the pelvic geometry and bone quality. Detailed finite element models of the pelvis were developed to account for three pelvises of differing anatomy. Each model was tested with both a normal and low bone density under two types of loading: compression only and compression with moments in flexion and in extension. These models were instrumented with one to three cylindrical, threaded implants through a posterior-oblique trajectory. Compared to the non-instrumented pelvis, the change in range of motion and stress distribution were used to characterize joint stabilization. Across the patient-specific characteristics in a repeated-measures ANOVA, the range of motion reduction with one implant varied 3-21% for vertical and 15-47% for angular displacements, a statistically-significant change in stabilization ($p < 0.01$). With two implants, the range of motion reduction was also statistically significant ($p < 0.01$) ranging from 12-41% for vertical and 28-61% for angular displacements. Three implants, however, did not statistically change the joint stabilization compared to two implants (14-42% and 32-63%, respectively; $p > 0.9$). With respect to patient characteristics, a low bone density led to a decreased stabilization and a higher volume of stressed bone ($> 75\%$ of yield stress). A better understanding of how patient characteristics affect the implant performance could help improve surgical planning of sacroiliac arthrodesis.

Keywords: Spine, Fusion and Arthrodesis, Finite Element Analysis, Implant fixation, Biomechanics

9.2 Introduction

Patients outcomes from sacroiliac joint (SIJ) dysfunction have been associated with a poor quality of life (1; 2). Diagnosis remains challenging but the SIJ is estimated to be the pain generator of low back pain in 15-30% of patients (3). Patients with severe cases can benefit from surgical fusion (4); through a small incision, implants are put in place to stabilize the joint and

allow bony fusion. SIJ minimally invasive fusion surgery was shown to significantly decrease pain and increase the quality of life, with results maintained in the long-term (5; 6).

In three large clinical trials of SIJ fusion surgery, the mean age of patients was between 50 and 60 years old, and 70% of patients were women (1; 7; 8). The prevalence for low bone density (osteopenia or osteoporosis) in women between 50 to 59 years old is estimated to be 58% and reaches 71% in 60-69-year old women (9). Yet, no study has assessed SIJ fixation performance for patients with a lower bone quality. Several experimental studies assessed the effect of fusion implants on SIJ range of motion (ROM) (10-16). Such studies, however, do not allow isolating the effects of certain parameters such as bone quality, and results were influenced by other factors (e.g. sex, age and state of the specimen, its stiffness, experimental conditions, etc.). Additionally, cadaveric testing is often limited to a relatively small number of specimens ($n < 10$), making it difficult to measure the effect of a specific specimen-related parameter, such as bone density. Complementary numerical studies assessed the SIJ ROM reduction and stresses following instrumentation and found that a longer superior implant and an insertion point located further from the SIJ center of rotation provided a better SIJ stabilization (17; 18). Moreover, SIJ fusion was shown to minimally affect the lumbar segment and the hip joint (19; 20). Such numerical studies are reproducible and enable a higher control of the tested parameters than cadaveric testing to ascertain the individual effects of such factors.

Other patient-related parameters contributing to the biomechanics of SIJ fixation are the geometry and mobility of the pelvis, which vary greatly between genders (21). Joukar et al. compared the SIJ ROM of a male and a female without instrumentation in a finite element model (FEM) and found that the female model was up to 264% more mobile for similar material properties and boundary conditions. The pelvic geometry was also found to vary significantly between individuals (21). Pelvic angles such as pelvic incidence and sacral slope can range from 33° to 85° and from 19.5° to 65.5°, respectively (22). Pelvic width (inter-anterior superior iliac spine (ASIS) distance) and pelvic height (pubic symphysis to middle of ASIS line) have been shown to range from 188 mm to 274 mm and from 71 mm to 115 mm, respectively (23). Most numerical studies investigating SIJ fusion based their analysis on one specific pelvic morphology

(17-20; 24). It is hypothesized that the ROM reduction after fixing the SIJ could differ between different patient characteristics, such as their pelvic geometry and stiffness of the SIJ.

There are different surgical fixation strategies using a range of implant types (screw type, hollowed cylindrical threaded, triangular cross-section) and number, varying between one and three. For devices with a triangular cross-section, the typical configuration consists of three implants inserted with a lateral trajectory (25). In a numerical study, SIJ fixation with one, two and three implants decreased SIJ ROM by up to 46%, 70% and 73%, respectively (17). For screw-type devices with a cylindrical cross-section, two implants are typically inserted with either a lateral or a posterior oblique trajectory (8; 26; 27). Experimental studies have shown that there is an increase in ROM of up to 88% when going from two to one implant (12), and that configurations with two or three cylindrical threaded implants provided an equivalent stability (15). There is currently limited data in the literature comparing configurations with one to three implants for cylindrical and threaded devices and no consensus has been reached on the best strategy.

The objective of this study was to comprehensively assess the biomechanics of SIJ fixation in different configurations with various numbers of implants, bone densities and pelvic morphologies using a validated numerical approach. In this context of use, the model was used to compare the biomechanical effects of these various conditions.

9.3 Material and methods

The FEM of the pelvis used in this study was adapted from the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S). It was previously validated against experimental data and was used to study pelvic instrumentation (18; 28). The geometry of the SM2S model (reference model) was generated from CT-scans (slice thickness: 0.6 mm, slice spacing: 1.2 mm) of a 32 year old European man in the 50th percentile (75kg, 1m75, no known spinopelvic pathology), and was then morphed to the assessed patient-specific 3D morphology using a dual kriging technique described below. The cortical bone was modeled as a layer surrounding the trabecular bone, with varying thicknesses (0.3 mm to 5 mm for the ilia, 1 mm for the sacrum (29)). Both cortical and

trabecular bones were modeled using 3D 4-node tetrahedron elements with a Johnson-Cook elastoplastic law, which included bone failure based on a maximum strain criteria (30). The SIJ ligaments and the pubic symphysis were modeled based on anatomic descriptions and followed a viscoelastic generalized Kelvin-Voigt material law (18; 30; 31). The interosseous ligament and the pubic symphysis were modeled as solids and meshed with 3D 4-node tetrahedrons while the sacroiliac anterior, sacroiliac posterior, sacrotuberous and sacrospinous ligaments were meshed with 2D 3-node triangular shell elements. The pubic symphysis' Young's modulus was set to 397 MPa (32). After a calibration based on an in-house experimental study (16), the interosseous ligament had a Young's modulus of 25 MPa, the anterior ligament had a Young's modulus of 45 MPa, while the posterior, sacrotuberous, and sacrospinous ligaments were set to 400 MPa. The sacroiliac cartilage ($E = 0.75$ MPa, from calibration) was modeled as a solid mesh with 3D 4-node tetrahedrons and was assumed linear-elastic (29; 33). All materials were assumed homogenous and isotropic.

From the reference model (M1), two additional models with different geometries were generated using a 3D dual kriging technique. The algorithm was previously developed for the study of the spine (34; 35) and adapted for the purpose of this study. Kriging is an interpolation technique based on statistical theorems that uses control points to transform a reference geometry into a desired geometry here constructed from medical images. In total, 24 control points were distributed on the pelvis (Fig. 9.1). The modified geometries were obtained from CT-scans of cadaveric specimens of an 82-year-old male (M2) and a 96-year-old female (M3), with geometrical characteristics reported in Fig. 9.1. These provided anatomies and properties that were specifically more appropriate to the intended patient population for SIJ fusion and noticeably different from the reference model.

Two sets of mechanical properties were used to represent normal and low bone density configurations (28). Mechanical properties for the normal bone density (ND) were adapted from Garo et al. (2011) (36), while the ones for the low bone density (LD) were reduced by 20% for both the cortical and trabecular bone (37) (Table 9.1). Corresponding changes on the Young's modulus and the yield stress were based on relations found in the literature (38-40) (Table 9.1).

Fixation of the SIJ was achieved with cylindrical threaded implants from the Rialto™ SI Fusion System (12-mm diameter x 50-mm long; Medtronic, Memphis, TN). They were meshed with 3D 4-node tetrahedrons and considered as rigid bodies (18). A Boolean operation was performed on the mesh between the implant and the parts crossed by the implant (sacrum, ilium, interosseous ligament and interosseous cartilage) using HyperMesh v14 (Altair Engineering, Troy, MI, USA) to remove the volume corresponding to the implant. The bone-screw interface was modeled with a point-surface penalty method and a Coulomb type friction of 0.2 was used with a minimal gap of 0.05 mm (18; 28; 41). The mesh surrounding the implant was refined to fit with the element size used to mesh the implant (0.25 mm). The mesh size elsewhere was set to 2 mm to reduce computational time after confirming mesh convergence in the verification phase below. Each model was first simulated without instrumentation, and then sequentially instrumented with one to three implants positioned with a posterior oblique trajectory with insertion points in a specific order (Fig. 9.2).

To simulate functional conditions, the surfaces of the acetabulum were fixed in all directions while loads were applied to the sacral endplate. Amongst the most frequent loading conditions of the SIJ, two types of loads were used in this study. The compression load (1) consisted of a vertical force ramped to 500 N. The ± 7.5 Nm flexion-extension load (2) was combined with 500 N of compression. In total, 36 simulations were run (3 geometries x 2 bone densities x 3 implant configurations x 2 loads) using RADIOSS v17 (Altair Engineering, Troy, MI, USA.). Computational time ranged from 25 to 140 hours per simulation.

The SIJ ROM was assessed in terms of vertical and angular intra-articular displacements. The method for measuring those displacements was detailed in a previous experimental study and summarized here (16). Briefly, six points were selected across each SIJ. For the vertical displacements, the displacement of the middle ilium point was subtracted from that of the sacrum. The angular intra-articular rotation was defined as the angle change between the anterior surfaces of the ilium and sacral wing during the loading. The ROM values were then included in the statistical analysis for the ROM reduction using repeated-measures ANOVA with a Tukey post-hoc test. The von Mises stress distribution around the implants was evaluated qualitatively, but to quantify it further, the von Mises stress magnitude was used to compute the volume of

bony elements surrounding the implant that indicated a value higher than 75% of the bony elastic limit.

The verification and validation of the model was based on the guidelines in the ASME V&V40:2018 framework (42). The context of use (COU) was defined as being a biomechanical numerical tool to analyze and to compare various SIJ fixation parameters, complementary to experimental testing. As it is not intended to be directly used for surgical planning or decision, the model risk was evaluated to be low (level 2). A convergence study was performed to verify that results were not affected by the mesh size; a mesh size of 2 mm was deemed suitable, with a maximum difference of 5.1% in SIJ mobility with the refined mesh size (1.5 mm). To verify that the model results were not noticeably influenced by uncertainty in properties, sensitivity studies were carried out on the mechanical properties of the soft tissues. The moduli of elasticity of the articular cartilage, interosseous ligament, and anterior and posterior ligaments were varied by +/- 25% (total of nine simulations) and their effect on SIJ mobility was measured. Validation of the model was based on in-house cadaveric testing of six specimens (4 females, 2 males; mean age of 86.5 years old) instrumented progressively with up to three implants under a compression load. ROM reduction was compared for the three implant configurations (i.e. one to three implants) for vertical and angular displacements. The relative effect of adding one implant (i.e. two implants vs. one implant; three implants vs. two implants) was also compared, resulting in a total of ten outcome comparisons.

9.4 Results

The non-instrumented vertical and angular SIJ displacements are presented in Table 9.2. The most mobile model was M3, with vertical and angular displacements respectively 1.8 and 2.5 times larger than M2. Having a lower bone density (LD) increased the vertical and angular displacement by 13% and 7%, respectively. SIJ mobility was higher under the flexion-extension-compression load.

Following the instrumentation, there was a decrease in the ROM of the SIJ in compression and in flexion-extension (Fig 9.3 and 9.4). With one implant, the average reduction ($\pm$ standard

deviation) was $10.9\% \pm 6\%$ ($p < 0.01$) for vertical displacements and $30.8\% \pm 10\%$ ($p < 0.01$) for angular displacements. With two implants, vertical displacements further decreased by $15.5\% \pm 6\%$ ($p < 0.01$) and angular displacements decreased by $18.0\% \pm 6\%$ ($p = 0.1$) compared to one implant. Finally, with three implants, vertical displacements subsequently decreased on average by $4.3\% \pm 8\%$ ($p > 0.5$) while angular displacements decreased by $9.9\% \pm 11\%$ ($p > 0.5$) compared to two implants. On average, the ROM reduction that occurred in low density bone was 7% lower than the reduction in normal density models for the same implant configurations. Table 9.6 summarizes the pair-wise comparisons between the different configurations tested for the two different loads.

Areas with high stress concentration around the implants are illustrated in Fig. 9.5. The volume of bone having reached 75% of its elastic limit ('stressed bone') varied from 1.4 mm^3 to 353.1 mm^3 . The volume of stressed bone was smaller for configurations with one implant (mean: 46.9 mm^3) and was not statistically different between configurations with two (mean: 77.9 mm^3) or three implants (mean: 71.7 mm^3). Fig. 9.6 shows how stress distribution around the first implant is affected by the addition of more implants, with the stress being more dispersed especially at the tip of the implant. Simulations with flexion-extension combined with compression had a higher volume of stressed bone. Simulations with low bone density had a volume of stressed bone 2.5 times higher on average than those with normal bone density. Finally, when comparing the three different models together, a higher mobility of the non-instrumented SIJ led to a larger volume of stressed bone when instrumented (mean for M1: 35.0 mm^3 ; M2: 11.2 mm^3 ; M3: 150.18 mm^3).

Variations of $\pm 25\%$ of each elastic modulus led to a maximum variation of 5.3% of the SIJ mobility when compared to the reference set of properties (Table 9.4). The articular cartilage and the interosseous ligament had the most influence on intra-articular displacements. The biomechanical behavior of the model and the trends regarding the influence of implant number corresponded to the experimental observations, i.e. nine out of ten simulation results were within one standard deviation of analogous experimental measures, while for one case, the reduction of angular displacements (for one implant vs. non-instrumented) was within 1.5 standard deviation from the experimental results.

9.5 Discussion

SIJ fusion instrumentation was computationally simulated with three different pelvic geometries and one to three cylindrical threaded implants under the two most common types of load of the SIJ, namely compression and flexion-extension with compression. A comparative approach allowed assessing the fixation performance for different implant numbers and bone densities. Verification and validation steps were taken to ensure the credibility of the model and its results. The stability and limited ROM of the SIJ are in large part dictated by its form-closure mechanisms (21), which could explain the relatively small sensitivity ($\leq 5\%$) of the model to the variations of mechanical properties of the soft tissues. Similarly, experimentally transecting the SIJ posterior ligamentar complex had a statistically significant but limited effect on mobility (43). Given that the model inputs did not exhibit a high influence on the model outputs and the results corresponded with the findings of a previous cadaveric experiment, the model validation was deemed appropriate based on its COU and its low risk assessment. Furthermore, these comparators allow the analysis of the study's results to be considered with the experimental results to assess the general biomechanical findings rather than individual results or values.

As such, the configuration with one implant only partially decreased the vertical and angular displacements, which is consistent with a previous experimental study (16). Statistically significant ROM reduction was found only in flexion-extension, potentially due to the higher SIJ mobility for that load. A supplementary 14-18% ROM reduction was obtained with a second implant, in compression and in flexion-extension. This is in agreement with Shih et al. who observed an increase of mobility when removing the second implant (12). Lindsey et al. also found higher ROM reduction for two implants (up to 70%) compared to one (up to 46%) (17). While, simulations with three implants significantly reduced the mobility compared to the non-instrumented SIJ; there was little additional stabilization when compared to two implants ($p > 0.9$). Similarly, Dall et al. did not find significant differences in ROM reduction between configurations with two and three fusion implants. Also, Lindsey et al. found only a 3% difference in ROM reduction between the best two-implant and three-implant configurations. Instrumenting the SIJ with two implants instead of three could provide a similar stabilization

while shortening surgical time and lowering cost. It could also lower the risk of implant malposition, which is a common reason for revision surgery (44). Space for safe implant placement is limited in the case of SIJ fixation and positioning one less implant could facilitate the surgery.

In compression, the three tested pelvic geometries displayed different fixation performance. ROM reduction was higher for M3 than for M1 and M2, which could potentially be due to the different higher initial mobility. In flexion-extension, the third implant had a different effect on the mobility for M2 where, unlike M1 and M3, adding a third implant noticeably further decreased the ROM. Upon visual examination, in M2 the third implant seemed to have superior cortical purchase (Fig. 9.7). Moreover, the portion of the implant inside the sacrum was longer in M2 than in M1 and M3. Pelvic angles (pelvic incidence, sacral slope, pelvic tilt), SIJ morphology, and pelvic height and width varied between the models, but could not fully explain the differences. A comparative morphological study with emphasis on the SIJ auricular surfaces could allow a better understanding of their influence on SIJ biomechanics and its fixation.

The analysis of stress distribution and intensity can provide additional information to that of ROM reduction for the SIJ fixation. Areas with high stress concentration were consistent with the nutation motion that implants are trying to prevent. Higher stress was concentrated around the superior tip of the implant in the sacrum. The bone density in the sacral wing was shown to be lower (45), making it the region most at risk for bone damage. For the ilium, the higher stress was concentrated on the inferior medial border of the implant hole. This is also consistent with the observations of Fradet et al. that high stress concentrations were located at the screw tip and around the cortical-trabecular bone interface for S2AI screws (28). The stress distribution and magnitude were also influenced by the number of implants. Stress concentration around the first implant (caudal) decreased after the addition of the second and third implant, and distributed it more evenly (Fig. 9.6). Lower stress concentration translates to a lower risk of bone damage. However, the volume of bone having reached 75% of its yield stress was greater for configurations with two or three implants than with only one, and on average, configurations with three implants had an 8% smaller volume of stressed bone compared with two implants, an insignificant change. From these results, adding an implant that provides significantly increased

stability is expected to load more bone due to the action-reaction principle. Inversely, an implant that does not contribute to further stabilizing the joint does not add resistance to the bone. In such cases, stresses are distributed on a larger volume (i.e. one added implant), thus reducing high stress concentration.

The lower bone density did not change the overall trends associated to the number of implants, but as expected, it reduced the fixation performance, thus increasing the risk of non-union. Based on our simulations, we can infer that in situations with low bone density, where the volume of stressed bone was greater, the risk of bone damage and screw loosening is increased, especially in the presence of a high stress concentration. Likewise, Liu et al. found that lower bone density was a significant risk factor for complications such as pseudarthrosis and adjacent fractures following lumbar fusion surgery (46). Thus, there is a need to balance the risk of bone damage with the level of stabilization required in potentially osteoporotic scenarios.

To assess the limitations of this study, while the three different geometries provided a needed first-order assessment of the effect of pelvic morphology in SIJ fixation, they cannot reflect the entire variety of pelvic morphologies observed in the population. The pelvises' geometrical characteristics covered 15%, 29%, 30% and 45% of the range reported in literature for PI, SS, pelvic width and pelvic height, respectively (22; 23). Thus, these geometries do not represent the complete range of possibilities but rather an average sample of the population. Nonetheless, they were explicitly chosen to better represent samples within the intended patient population for SIJ Fusion. The kriging technique could technically be used for any subject, making it possible to further assess any additional pelvic geometry and enable patient-specific instrumentation assessment. Although it is possible with the developed model to simulate an infinite number of possible loading scenarios as seen in reality, it has been limited in this study to the two most common SIJ loads. Other loading scenarios, such as lateral bending and axial rotation, may reveal different trends. As in any numerical model, simplifications were made to reduce modeling and computational time, although the verification and validation steps provided credibility that these simplifications were not limitations. The steps of drilling and tapping were not explicitly modeled, and they may introduce micro-fractures and possibly have other effects on SIJ fixation. In this study, we assumed a best-case scenario where the bone remained intact. Moreover, bone

was considered homogeneous and isotropic, and trabecular bone density was considered constant across the sacrum. Trabecular bone density was shown to be lower in certain regions of the sacrum, more specifically in the sacral wings (47). Although this region is crossed by the SIJ implant trajectory, we showed that bone density had a limited relative effect on the performance of implants. A more refined model including region-dependant sacral bone density could be relevant to further assess implant trajectories or insertion points.

In this study, it was hypothesized that the ROM reduction after SIJ fixation could differ between different patient characteristics such as their pelvic geometry and bone quality. Based on our results, patient characteristics had an influence on the performance of SIJ fusion implants and should be taken into consideration. We found that low bone quality reduced the stabilization achieved with these implants. A third implant did not provide a statistically significant reduction in motion with low bone quality, but it did reduce the volume of bone undergoing higher stresses. For normal bone density, adding a third implant did not provide significantly more stability. The comprehensive FEM used in this study, in combination with experimental studies, is a powerful tool to better understand the biomechanics of SIJ fusion implants and rationalize surgical planning.

Acknowledgments: This study was financially supported by the Fonds de Recherche du Québec – Nature et Technologies, the A*MIDEX foundation and the Technologies and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada, IRCPJ 346145-16). C-E.A. reports grants from Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada), during the conduct of the study; grants from Medtronic, outside the submitted work. J.R. is currently employed in the Applied Research group of Medtronic Spine.

9.6 References

- [1] Cher, D, Polly, D, Berven, S. 2014. Sacroiliac joint pain: burden of disease. *Med Devices (Auckl)* 7: 73-81.

- [2] Cher, DJ, Reckling, WC. 2015. Quality of life in preoperative patients with sacroiliac joint dysfunction is at least as depressed as in other lumbar spinal conditions. *Med Devices (Auckl)* 8: 395-403.
- [3] Cohen, SP, Chen, Y, Neufeld, NJ. 2013. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert Rev Neurother* 13: 99-116.
- [4] Lingutla, KK, Pollock, R, Ahuja, S. 2016. Sacroiliac joint fusion for low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J* 25: 1924-1931.
- [5] Sachs, D, Kovalsky, D, Redmond, A, et al. 2016. Durable intermediate-to long-term outcomes after minimally invasive transiliac sacroiliac joint fusion using triangular titanium implants. *Med Devices (Auckl)* 9: 213-222.
- [6] Rudolf, L, Capobianco, R. 2014. Five-year clinical and radiographic outcomes after minimally invasive sacroiliac joint fusion using triangular implants. *Open Orthop J* 8: 375-383.
- [7] Duhon, BS, Bitan, F, Lockstadt, H, et al. 2016. Triangular Titanium Implants for Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: 2-Year Follow-Up from a Prospective Multicenter Trial. *Int J Spine Surg* 10: 13.
- [8] Claus, CF, Lytle, E, Kaufmann, A, et al. 2020. Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion Using Triangular Titanium versus Cylindrical Threaded Implants: A Comparison of Patient-Reported Outcomes. *World neurosurg.* 133: e745-e750.
- [9] Looker, AC, Johnston, CC, Jr., Wahner, HW, et al. 1995. Prevalence of low femoral bone density in older U.S. women from NHANES III. *J Bone Miner Res* 10: 796-802.
- [10] Lindsey, DP, Perez-Orribo, L, Rodriguez-Martinez, N, et al. 2014. Evaluation of a minimally invasive procedure for sacroiliac joint fusion – an in vitro biomechanical analysis of initial and cycled properties. *Med Devices (Auckl)* 7: 131-137.
- [11] Soriano-Baron, H, Lindsey, DP, Rodriguez-Martinez, N, et al. 2015. The effect of implant placement on sacroiliac joint range of motion: posterior versus transarticular. *Spine (Phila Pa 1976)* 40: E525-530.

- [12] Shih, YC, Beaubien, BP, Chen, Q, Sembrano, JN. 2018. Biomechanical evaluation of sacroiliac joint fixation with decortication. *Spine J.* 18(7):1241-1249
- [13] Jeong, JH, Leasure, JM, Park, J. 2018. Assessment of Biomechanical Changes After Sacroiliac Joint Fusion by Application of the 3-Dimensional Motion Analysis Technique. *World neurosurg.* 117: e538-e543.
- [14] Lindsey, DP, Parrish, R, Gundanna, M, et al. 2018. Biomechanics of unilateral and bilateral sacroiliac joint stabilization: laboratory investigation. *J Neurosurg Spine* : 326-332.
- [15] Dall, BE, Eden, SV, Cho, W, et al. 2019. Biomechanical analysis of motion following sacroiliac joint fusion using lateral sacroiliac screws with or without lumbosacral instrumented fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 68: 182-189.
- [16] Dubé-Cyr, R, Aubin, C, Villemure, I, et al. 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.
- [17] Lindsey, DP, Kiapour, A, Yerby, SA, Goel, VK. 2018. Sacroiliac joint stability: Finite element analysis of implant number, orientation, and superior implant length. *World J Orthop* 9: 14-23.
- [18] Bruna-Rosso, C, Arnoux, PJ, Bianco, RJ, et al. 2016. Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads. *Int J Spine Surg* 10: 16.
- [19] Lindsey, DP, Kiapour, A, Yerby, SA, Goel, VK. 2015. Sacroiliac Joint Fusion Minimally Affects Adjacent Lumbar Segment Motion: A Finite Element Study. *International Journal of Spine Surgery* 9: 64.
- [20] Joukar, A, Chande, RD, Carpenter, RD, et al. 2019. Effects on hip stress following sacroiliac joint fixation: A finite element study. *JOR Spine* 2: e1067.
- [21] Vleeming, A, Schuenke, MD, Masi, AT, et al. 2012. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *J Anat* 221: 537-567.

- [22] Vaz, G, Roussouly, P, Berthonnaud, E, Dimnet, J. 2002. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J* 11: 80-87.
- [23] Augustine, AS, Ewen, AM, Wallace, DT, Picard, F. 2018. Variations in pelvic dimensions: An anatomical and computed tomography study. *Clin Anat* 31: 981-987.
- [24] Ivanov, AA, Kiapour, A, Ebraheim, NA, Goel, V. 2009. Lumbar fusion leads to increases in angular motion and stress across sacroiliac joint: a finite element study. *Spine (Phila Pa 1976)* 34: E162-169.
- [25] Polly, DW, Swofford, J, Whang, PG, et al. 2016. Two-Year Outcomes from a Randomized Controlled Trial of Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion vs. Non-Surgical Management for Sacroiliac Joint Dysfunction. *Int J Spine Surg* 10: 28.
- [26] Cross, WW, Delbridge, A, Hales, D, Fielding, LC. 2018. Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: 2-Year Radiographic and Clinical Outcomes with a Principles-Based SIJ Fusion System. *Open Orthop J* 12: 7-16.
- [27] Rajpal, S, Burneikiene, S. 2019. Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion with Cylindrical Threaded Implants Using Intraoperative Stereotactic Navigation. *World neurosurg.* 122: e1588-e1591.
- [28] Fradet, L, Bianco, RJ, Tatsumi, R, et al. 2020. Biomechanical comparison of sacral and transarticular sacroiliac screw fixation. *Spine Deform.*
- [29] Labe, A. 2008. Étude des mécanismes lésionnels de la région abdomino-pelvienne. Applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière., Université d'Aix-Marseille II.
- [30] El-Rich, M, Arnoux, PJ, Wagnac, E, et al. 2009. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech* 42: 1252-1262.
- [31] Wagnac, E, Arnoux, P-J, Garo, A, Aubin, C-E. 2012. Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Med Biol Eng Comput* 50: 903-915.

- [32] Steinke, H, Lingslebe, U, Böhme, J, et al. 2012. Deformation behavior of the iliotibial tract under different states of fixation. *Med Eng Phys* 34: 1221-1227.
- [33] Labé, A, Arnoux, P, Behr, M, et al. 2006. Advanced finite element model to simulate pelvic failure process. In, 7th international symposium on Computer Methods in Biomechanics, p. France.
- [34] Lalonde, NM, Petit, Y, Aubin, CE, et al. 2013. Method to geometrically personalize a detailed finite-element model of the spine. *IEEE Trans Biomed Eng* 60: 2014-2021.
- [35] Henao, J, Aubin, C-É, Labelle, H, Arnoux, P-J. 2016. Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 19: 901-910.
- [36] Garo, A, Arnoux, PJ, Wagnac, E, Aubin, CE. 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: 1371-1379.
- [37] Riggs, BL, Wahner, HW, Dunn, WL, et al. 1981. Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis. *J Clin Invest* 67: 328-335.
- [38] Keller, TS. 1994. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 27: 1159-1168.
- [39] Dalstra, M, Huiskes, R, Odgaard, A, van Erning, L. 1993. Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *J Biomech* 26: 523-535.
- [40] Snyder, SM, Schneider, E. 1991. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *J Orthop Res* 9: 422-431.
- [41] Bianco, R-J, Arnoux, P-J, Wagnac, E, et al. 2017. Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. *Clin Spine Surg* 30.

- [42] ASME V&V40: 2018. Assessing credibility of computational modeling through verification and validation: application to medical devices. The American Society of Mechanical Engineers.
- [43] Dall, BE, Eden, SV, Bucklen, B, et al. 2015. Biomechanics of the Injured SIJ: Results from an In Vitro Study. In: Dall, B.E., Eden, S.V., Rahl, M.D. editors, Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide. Cham: Springer International Publishing, pp. 37-43.
- [44] Cher, DJ, Reckling, WC, Capobianco, RA. 2015. Implant survivorship analysis after minimally invasive sacroiliac joint fusion using the iFuse Implant System(®). Med Devices (Auckl) 8: 485-492.
- [45] Hoel, RJ, Ledonio, CG, Takahashi, T, Polly, DW, Jr. 2017. Sacral bone mineral density (BMD) assessment using opportunistic CT scans. J Orthop Res 35: 160-166.
- [46] Liu, Y, Dash, A, Krez, A, et al. 2020. Low volumetric bone density is a risk factor for early complications after spine fusion surgery. Osteoporos Int 31: 647-654.
- [47] Richards, AM, Coleman, NW, Knight, TA, et al. 2010. Bone density and cortical thickness in normal, osteopenic, and osteoporotic sacra. J Osteoporos.

9.7 Tables

Table 9.1 Mechanical properties for the cortical and trabecular bones.

	Normal bone quality (ND) [135]		Low bone quality (LD)	
	Cortical	Trabecular	Cortical	Trabecular
Density (g/mm ³)	2.0E-03	2.0E-04	1.6E-03	1.6E-04
Young's Modulus	2144	42.8	1286.4	27.8
Poisson's ratio	0.3	0.25	0.3	0.25
Yield stress (MPa)	129	2.6	77.5	1.69
Hardening modulus (MPa)	875	16.3	875	16.3
Failure Plastic Strain	0.1	0.18	0.1	0.18

Table 9.2 Non-instrumented mobility of the SIJ for the pelvic geometries and bone densities. ND: Normal density, LD: low density.

Model	Bone density	Compression		Flexion-extension-compression	
		Vertical displacement (mm)	Angular displacement (°)	Vertical displacement (mm)	Angular displacement (°)
M1	ND	1.26	2.14	1.86	3.74
	LD	1.42	2.30	2.07	4.01
M2	ND	0.86	1.37	1.25	2.33
	LD	0.98	1.47	1.40	2.49
M3	ND	1.58	3.51	2.23	5.52
	LD	1.77	3.66	2.55	6.11

Table 9.3 Comparison between the different states and P-values. C: compression, FE: Flexion-extension. * denotes statistical significance ($p < 0.05$).

Comparison	Load	Displacement	Mean percentage change (%)	P-value
1 implant vs. non-instrumented	C	Vertical	-9.3	0.525
		Angular	-27.3	0.118
	FE	Vertical	-12.5	0.015*
		Angular	-34.3	0.0002*
2 implants vs. non-instrumented	C	Vertical	-22.4	0.001*
		Angular	-40.1	0.006*
	FE	Vertical	-26.5	0.0001*
		Angular	-45.8	0.0001*
2 implants vs. 1 implant	C	Vertical	-14.7	0.152
		Angular	-18.1	0.897
	FE	Vertical	-16.3	0.005*
		Angular	-17.9	0.556
3 implants vs. non-instrumented	C	Vertical	-23.6	0.001*
		Angular	-43.1	0.003*
	FE	Vertical	-32.3	0.0001*
		Angular	-54.6	0.0001*
3 implants vs. 2 implants	C	Vertical	-1.3	0.999
		Angular	-4.8	0.999
	FE	Vertical	-7.2	0.939
		Angular	-15.0	0.965

Table 9.4 Outcome comparisons between experimental and FEM results.

Number of implants	Reduction of vertical displacements (%)		Reduction of angular displacements (%)	
	Experimental ($\pm$ SD)	FEM	Experimental ($\pm$ SD)	FEM
1 vs. intact	-24.3 ($\pm$ 15.8)	-9.3	-9.1 ($\pm$ 14.8)	-27.3
2 vs. intact	-31.6 ($\pm$ 16.6)	-22.4	-26.5 ($\pm$ 14.9)	-40.1
2 vs. 1	-10.1 ($\pm$ 7.3)	-14.7	-18.6 ($\pm$ 15.0)	-18.1
3 vs. intact	-31.5 ($\pm$ 18.6)	-23.6	-23.1 ($\pm$ 21.0)	-43.1
3 vs. 2	+0.5 ($\pm$ 9.5)	-1.3	+6.9 ($\pm$ 30.3)	-4.8

9.8 Figures

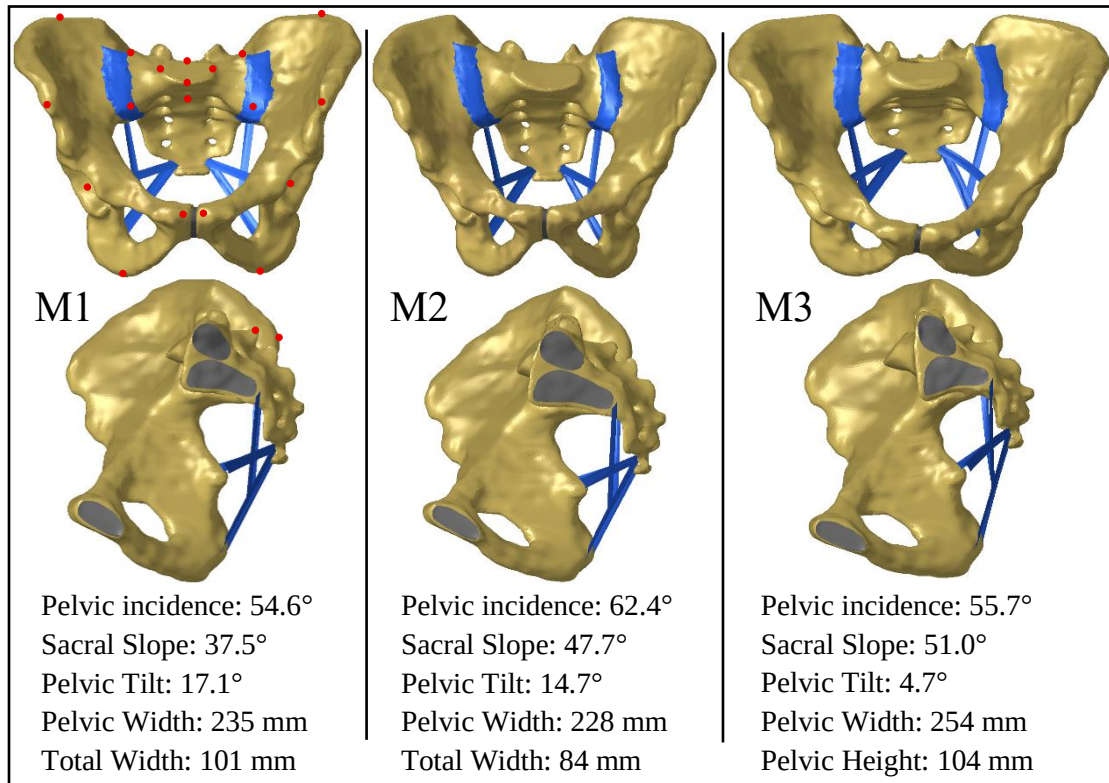


Figure 9.1 Front and cross-sectional views of the three geometries used. Control points (red dots) used for kriging are shown on the Model #1. An additional control point is located on the posterior inferior iliac spine (not shown).

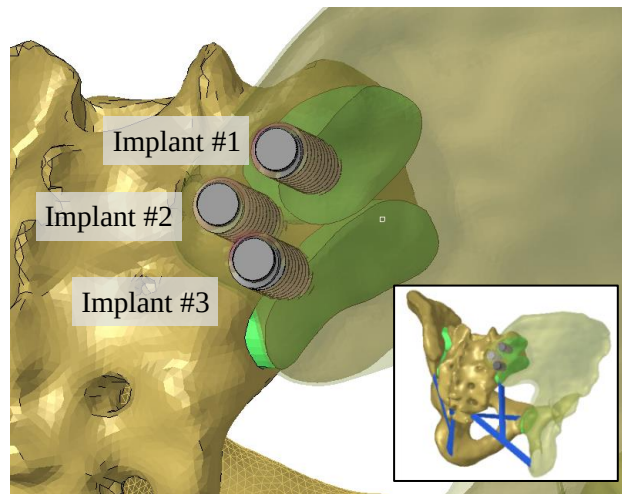


Figure 9.2 Insertion points used and order.

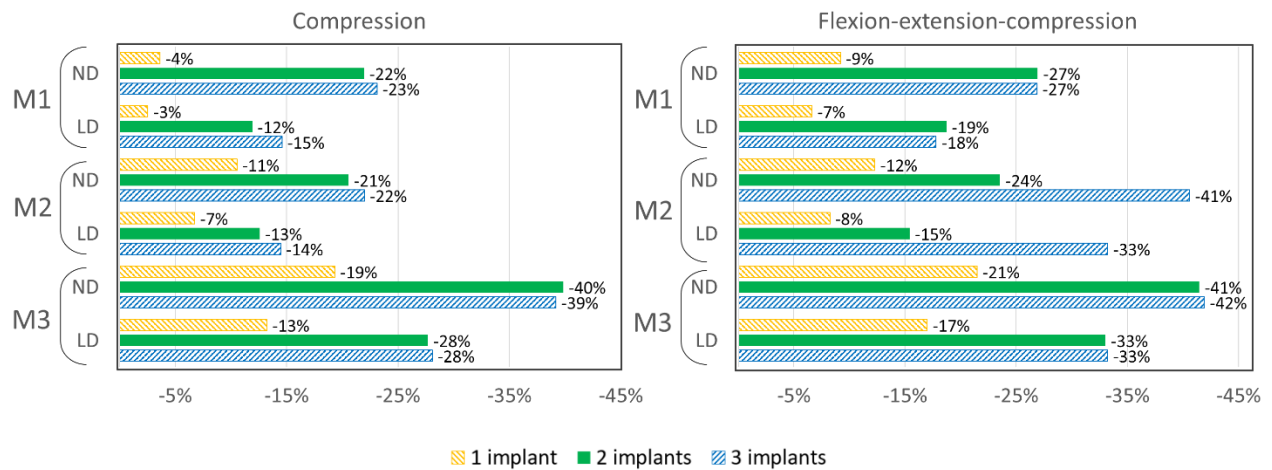
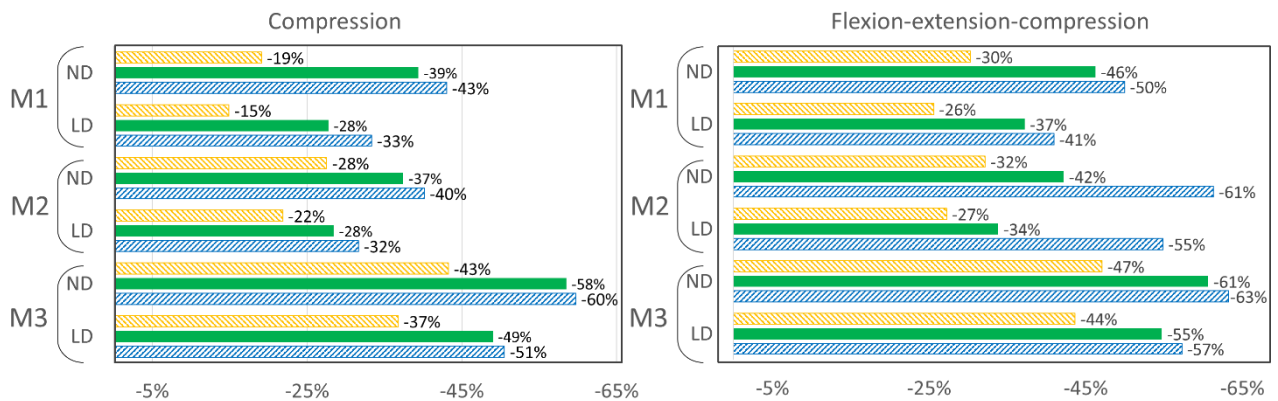


Figure 9.3 Reduction of vertical displacements with respect to the non-instrumented state.



1 implant 2 implants 3 implants

Figure 9.4 Reduction of angular displacements with respect to the non-instrumented state.

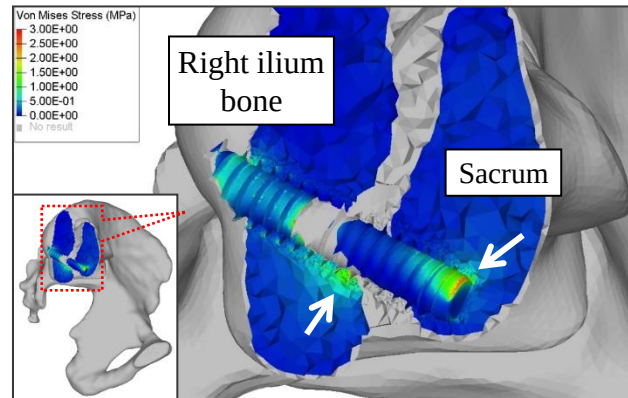


Figure 9.5 Local section showing the stress distribution around the implant for Model #1 with the normal bone density (ND), in compression. Arrows show areas with high stress concentration.

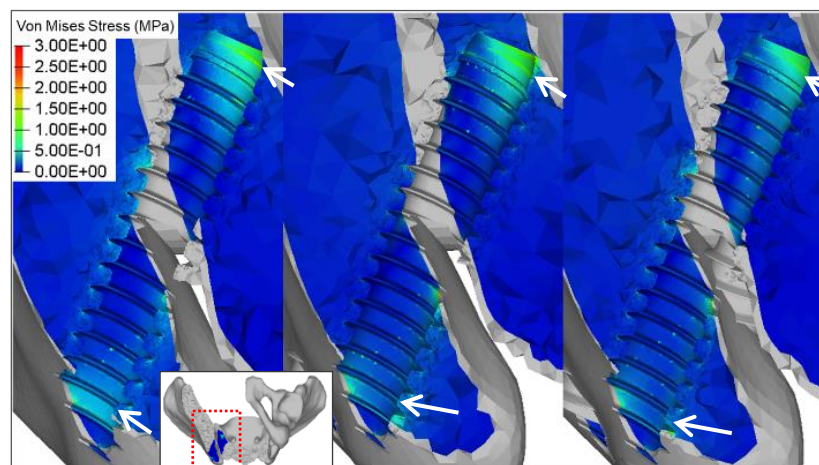


Figure 9.6 Local section showing the Von Mises stress around the caudal implant with one to three implants (from left to right) for Model #2 with the low density (LD), in compression. Arrows show areas where stress concentration decreased when the number of implants was increased.

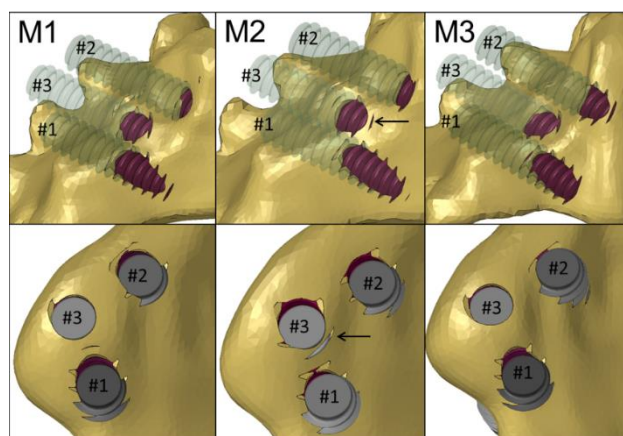


Figure 9.7 Position of the SIJ fusion implants in the sacrum (top) and ilium (bottom) for the three models. Arrows show the superior cortical purchase of Model #2 for the third implant.

CHAPITRE 10 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce travail de recherche visait à modéliser et caractériser la biomécanique de la JSI et de sa fixation afin de maximiser la stabilisation de la JSI. Afin de répondre à la question de recherche, une approche hybride combinant un volet expérimental et un volet numérique a été adoptée. Ce chapitre vise à mettre en commun et interpréter les résultats des différentes études réalisées, discuter de la méthodologie employée et émettre des recommandations cliniques.

10.1 Interprétation des résultats

10.1.1 Paramètres pelviens

La simulation de 20 modèles de pelvis différents a permis de mesurer l'effet isolé de la géométrie pelvienne sur la mobilité. Les 20 spécimens cadavériques dont les scans ont été utilisés constituent une bonne représentation de pelvis moyens : les valeurs moyennes d'IP et de PS concordent avec les valeurs moyennes rapportées dans la littérature, avec un écart de moins de 5° pour l'IP et de 6.7° pour la PS. L'étendu des valeurs des 20 spécimens couvrent respectivement 57% et 74% de l'étendu observé dans la population. L'IP moyenne dans la population est de 51.9°, avec des valeurs allant de 33° à 85°, tandis que pour la PS, la moyenne est de 39.4°, avec des valeurs allant de 19.5° à 65.5° [136]. De plus, les valeurs de déplacements verticaux et angulaires obtenus (0.86 mm à 1.73 mm et 1.33° à 3.51°) concordent avec les données de la littérature dont l'étendu est de 0.2 à 1.9 mm en translation et jusqu'à 4° en rotation [23].

L'analyse des résultats n'a pas montré de corrélation entre les angles pelviens (IP et PS) et la mobilité de la JSI. L'IP et la PS avaient été choisies comme paramètres à étudier puisque ce sont des mesures simples, connues et utilisées cliniquement par les chirurgiens. Étant donné que ces angles changent le bras levier entre le plateau sacré (où la force est appliquée) et les acétabulums (point d'appui), il était attendu qu'ils aient un effet significatif sur les déplacements verticaux et/ou angulaires. Contrairement à ce que Delmas avait proposé, un rachis ayant des courbes plus prononcées ne semble pas être associé à une JSI plus mobile. Bien que le modèle actuel n'inclue que le pelvis, la courbe lombaire est positivement corrélée avec l'IP [52], et celle-ci n'a eu aucun

effet sur la mobilité de la JSI. Comme l'échantillon de spécimens utilisé représente les pelvis moyens, il serait intéressant de faire des corrélations sur des géométries pelviennes aux extrémités du spectre des possibilités. Une limite de l'étude est que, lors du krigeage, toute la géométrie du pelvis changeait et les angles pelviens n'ont pas pu être modifiés de façon isolée. Il aurait été possible de changer seulement l'IP ou la PS en modifiant manuellement la géométrie de base du modèle avec des outils de déformation comme HyperMorph. Par contre, cette méthode aurait potentiellement créé des géométries locales anormales et non-représentatives de la réalité. Il a plutôt été décidé d'utiliser la méthode de krigeage avec des scans de spécimens cadavériques pour obtenir des géométries réelles.

Malgré l'absence de corrélation, il est possible d'observer que la mobilité mesurée pour les différents modèles varie de façon importante. Des différences de 0.8 mm et de 2° ont été mesurées entre le modèle le moins mobile et le modèle le plus mobile, ce qui représente respectivement 64% et 90% de la valeur de la moyenne. Ces variations ne sont attribuables qu'à la géométrie du pelvis puisque tous les autres paramètres étaient inchangés (propriétés mécaniques, conditions limites). Toutefois, d'autres paramètres relatifs à la morphologie changeaient en plus des angles pelviens: l'orientation et la superficie des surfaces auriculaires, la forme et la grosseur des ailes sacrées, etc. Ainsi, des caractéristiques locales de la morphologie de la JSI ont potentiellement aussi eu un impact sur la biomécanique de celle-ci en plus des angles caractérisant la géométrie globale du pelvis. Parmi ces caractéristiques, le volume du LIO a été mesuré pour les différents modèles pour vérifier son influence sur les déplacements de la JSI. Aucune corrélation n'a été trouvée, et ce n'est donc pas cet élément qui explique la variation de mobilité entre les géométries testées. Une analyse morphologique plus complète serait nécessaire pour identifier ce qui distingue les modèles ayant une faible mobilité de ceux ayant une grande mobilité et pour mieux comprendre quels paramètres morphologiques ont une réelle influence sur la biomécanique de la JSI. Bien que pertinente, une telle analyse s'éloigne du sujet de cette thèse qui est la fixation de la JSI. Pour lier ce chapitre au reste de la thèse, deux géométries pelviennes situées aux extrêmes ont été instrumentées en plus du modèle SM2S de référence pour l'étude numérique portant sur les implants de fusion (Chapitre 9). Il a ainsi été possible de voir que les

différentes géométries pelviennes répondent différemment à l'instrumentation de la JSI et de confirmer que la géométrie devrait être prise en compte lors de la planification chirurgicale.

10.1.2 Nombre d'implants

Deux études ayant comme objectif principal de caractériser l'effet du nombre d'implants ont été réalisées. Dans un premier temps, une campagne expérimentale portant sur six spécimens a permis de tester des configurations allant de un à trois implants (Chapitre 5). Par la suite, le MÉF a permis de simuler ces mêmes configurations sur trois géométries pelviennes, en faisant varier la densité osseuse (0). En complément à celles-ci, deux autres études ont permis d'analyser la stabilisation obtenue pour différents nombres d'implant : la première campagne expérimentale visait à comparer deux points d'insertion (Chapitre 4), mais a permis de générer des données sur la fixation pour une configuration à un implant, et l'étude numérique visant à comparer les trois points d'insertion (Chapitre 8) a permis de comparer les configurations à un implant à celles à deux implants.

En faisant la synthèse de ces études, il est possible de faire ressortir quelques constats. D'abord, les quatre études mentionnées démontrent que la fixation de la JSI à l'aide d'un seul implant ne permet pas une stabilisation optimale des déplacements verticaux et angulaires. Pour les deux études expérimentales, l'instrumentation avec un implant a permis une diminution significative des déplacements verticaux, mais a eu peu d'effet sur les déplacements angulaires. Le MÉF montre également une stabilisation partielle de la mobilité de la JSI, avec un effet important sur les déplacements angulaires, mais une faible diminution des déplacements verticaux. Les résultats expérimentaux et numériques montrent que les configurations à deux implants permettent une meilleure réduction de la mobilité de la JSI qu'un seul implant, en réduisant à la fois les déplacements verticaux et angulaires. En effet, dans l'étude numérique visant à comparer les trois points d'insertion (Chapitre 8), trois configurations à un implant et trois configurations à deux implants ont été comparées. Pour les deux types de chargement testés, la meilleure configuration à un implant demeurait inférieure à toutes celles à deux implants en termes de réduction de mobilité. Finalement, l'ajout d'un troisième implant a peu d'effet en moyenne sur la réduction

des déplacements verticaux et angulaires de la JSI par rapport à la configuration à deux implants. Tant expérimentalement que numériquement, la réduction de mobilité supplémentaire obtenue par l'ajout d'un troisième implant est négligeable. Ces résultats concordent avec ceux de Lindsey et al. (2018) et Dall et al. (2019), bien que les systèmes d'implants et l'approche chirurgicale utilisés soient différents [13, 15]. Il a toutefois été noté que ce n'était pas toujours le cas. En effet, pour un des modèles krigés (M2), la configuration à trois implants a permis une stabilisation supérieure des déplacements verticaux et angulaires pour le chargement de flexion-extension que la configuration à deux implants. Quelques explications possibles ont été soulevées dans la discussion de l'article #3, dont la profondeur de l'implant dans l'aile sacrée, le positionnement des filets de l'implant dans l'os cortical et la morphologie spécifique du spécimen utilisé. Par contre, une plus grande investigation serait nécessaire pour pouvoir conclure sur les raisons de ce différent comportement biomécanique.

Bien que la réduction de mobilité soit la réponse la plus importante dans le contexte de fixation de la JSI, les contraintes dans l'os peuvent fournir de l'information additionnelle pertinente. Dans le cadre des études numériques portant sur l'instrumentation de la JSI, les contraintes en périphérie de l'implant ont été quantifiées en mesurant le volume d'os ayant atteint 75% de sa limite élastique. Ce critère permet d'identifier les configurations mettant l'os à risque d'une déformation plastique pouvant mener à un endommagement de l'os ou à un tassement osseux. Il a été possible d'observer que l'augmentation du nombre d'implants réduit les concentrations de contraintes, en particulier près de l'extrémité de l'implant. En effet, dans le Chapitre 8, le volume d'os contraint moyen était 10% plus petit pour les configurations à deux implants que celles à un implant, alors que ce volume était réparti autour de deux implants plutôt qu'un. De plus, cette diminution de concentration de contraintes était visible graphiquement. Ceci s'explique par le fait que les charges sont réparties sur un plus grand nombre d'implants. Il a aussi été possible d'observer qu'une diminution de la densité osseuse lors des simulations entraînait une diminution de la performance des implants et ce, en plus d'une augmentation du volume d'os contraint. Les patients ayant une densité osseuse faible seraient donc à la fois plus à risque d'une pseudarthrose et d'une déformation plastique de l'os, pouvant potentiellement mener à un tassement osseux et nécessiter une chirurgie de révision. Basé sur ces résultats, les patients à risque d'ostéoporose

pourraient bénéficier d'être instrumentés avec une configuration à trois implants plutôt que deux et ce, malgré qu'elles soient équivalentes en termes de réduction de mobilité.

10.1.3 Points d'insertion

Dans le cadre de la première campagne expérimentale, les points d'insertion proximal et médial (dénommé « distal » dans l'article #1) ont été comparés sur sept spécimens. Aucune différence significative n'a été trouvée entre ces points, entre autres dû au faible nombre de spécimens et à la grande variabilité expérimentale. De plus, les points proximal et médial sont relativement près l'un de l'autre, ce qui pourrait expliquer que leur performance soit similaire. Ces points d'insertion avaient précédemment été comparés à l'aide d'un MÉF par Bruna-Rosso et al. et il avait été trouvé que le point proximal réduisait mieux les déplacements verticaux et angulaires [17]. Bien que la campagne expérimentale n'ait pas permis de confirmer ces résultats, cette tendance a été observée lors de l'étude numérique comparant les trois points d'insertion (Chapitre 8). En effet, les résultats montrent que le point d'insertion proximal est généralement supérieur au point d'insertion médial pour la stabilisation de la JSI. Par contre, la position d'implant ayant une plus grande influence sur la mobilité de la JSI était le point d'insertion caudal. Une possible raison est que ce point est le plus éloigné du centre de rotation de la JSI, augmentant ainsi le bras levier et permettant une plus grande résistance au mouvement. Pour les configurations à deux implants, la meilleure configuration était la configuration proximale-caudale. Ceci est supporté par les résultats d'une autre étude numérique (implants triangulaires; approche latérale) qui montrent que la configuration à deux implants permettant la meilleure stabilisation était celle constituée d'un implant supérieur et inférieur, homologues aux points proximal et caudal [15]. Ainsi, pour optimiser la réduction de mobilité de la JSI, les points d'insertion sélectionnés devraient être éloignés l'un de l'autre, et éloignés du centre de rotation de la JSI.

En plus de la réduction de mobilité, le volume d'os ayant atteint 75% de sa limite élastique a aussi été évalué. L'implant proximal, lorsqu'utilisé seul, a mené à un volume d'os contraint beaucoup plus grand que les autres points d'insertion, et ce pour les deux types de chargement. Ce point d'insertion serait risqué pour un patient présentant des signes d'ostéoporose. En effet,

nous avons montré qu'une diminution de la densité osseuse mène à une augmentation du volume d'os contraint, et celui-ci pourrait atteindre un seuil critique. Le point d'insertion limitant le plus les concentrations de contraintes dans l'os était le point d'insertion caudal. Étant donné que c'est également cette position qui maximise la réduction de mobilité de la JSI, il semble être à privilégier lorsqu'un choix doit être fait. Ces tendances n'étaient pas influencées par le niveau de flexibilité des tissus mous du modèle, ni par le type de chargement. Par contre, la simulation de chargements physiologiques complémentaires, tels que la rotation axiale ou la flexion latérale, pourrait influencer les résultats. De plus, les comparaisons ont été faites sur une géométrie pelvienne moyenne, ne représentant pas toute l'étendue de morphologies pelviennes présente dans la population.

10.2 Discussion méthodologique

10.2.1 Protocole expérimental

Lors de la réalisation des campagnes expérimentales, plusieurs choix ont dû être faits quant au protocole expérimental. Les pelvis utilisés provenaient de corps donnés à la science, traités au chlorure de zinc. Ceux-ci étaient en nombre limité et provenaient de personnes âgées. La mobilité articulaire était potentiellement réduite en raison de l'embaumement et de l'âge des corps. De plus, la peinture appliquée sur les surfaces antérieures lors des essais a également pu réduire davantage la mobilité des spécimens en asséchant les tissus mous. Pour pallier à ces contraintes, une méthode comparative a été utilisée pour juger de l'action de l'instrumentation : la mobilité des spécimens instrumentés était comparée à l'état initial non-instrumenté. Ainsi, bien que les valeurs initiales de déplacements puissent être influencées par ces aspects, l'analyse des résultats était basée sur les valeurs relatives de réduction de mobilité. Malgré le nombre limité de spécimens, il a été possible de faire une analyse statistique en utilisant des tests non-paramétriques, plus adaptés à une taille d'échantillon restreinte. Lors de la comparaison des points d'insertion (étude 1), une option pour augmenter la taille de l'échantillon en gardant le même nombre de spécimens aurait été de sectionner la symphyse pubienne pour rendre les deux JSI indépendantes, et d'utiliser les deux points d'insertion sur un même spécimen, doublant ainsi

la taille de l'échantillon pour chaque configuration testée. Cette méthode a été utilisée dans la littérature [18], mais aurait requis d'importants changements au protocole. En effet, chaque os iliaque doit être mis en résine indépendamment et le système d'attache au vérin doit être adapté. Bien qu'aucune différence significative n'ait été trouvée entre les deux points d'insertion quant à leur performance, cette étude était la première campagne expérimentale portant sur des implants cylindriques insérés par approche postérieure. De plus, les données obtenues ont été nécessaires pour la calibration du MÉF.

Le chargement de flexion-extension utilisé pour l'étude 1 a été obtenu grâce à la combinaison d'un bras levier et d'un poids de 5 kg, résultant en un moment de ± 7.5 Nm et une compression variant de 25N à 175N. La configuration utilisée a également pu introduire des forces de cisaillement au sein de l'articulation. Notre étude se distingue de la majorité des études portant sur la biomécanique de la JSI qui utilise plutôt des moments de flexion-extension purs [16, 18-20], alors qu'un moment pur n'est pas un chargement physiologique de la JSI. En effet, le pelvis subit presque constamment une compression (à l'exception de la position couchée) qui engage le mécanisme auto-bloquant du pelvis et qui joue un rôle important dans la biomécanique de la JSI. Notre étude permettait donc de simuler un chargement fréquent de la JSI, en prenant en compte le mécanisme de stabilité de l'anneau pelvien.

10.2.2 Validité du modèle numérique

Plusieurs simplifications ont dû être faites lors du développement du MÉF. Le modèle SM2S du pelvis est un modèle ostéo-ligamentaire et ne prend pas en compte l'action musculaire. Plusieurs groupes de muscles ont été identifiés comme ayant une influence sur la biomécanique de la JSI en augmentant la force de friction de l'articulation pour résister au cisaillement. L'ajout de muscles dans le modèle actuel aurait pour effet une diminution de la mobilité de la JSI. Par contre, cela complexifierait davantage le modèle. Différentes structures devraient être ajoutées (e.g. fémurs, rachis, etc.), et l'orientation et la force générée par les muscles seraient difficiles à approximer. L'effet de ces muscles sur l'instrumentation n'est pas connu, mais il a été assumé que la performance relative des implants n'était pas influencée.

Les conditions limites utilisées lors des campagnes expérimentales, c'est-à-dire une fixation complète de la partie inférieure des os iliaques, n'est pas physiologique. L'encastrement de la partie distale du pelvis vient rigidifier l'ensemble de l'anneau pelvien pouvant limiter la mobilité de la JSI. Ainsi, il a été décidé de changer les conditions limites lors de l'exploitation du MÉF et de plutôt fixer les acétabulums pour simuler la présence de têtes fémorales. L'ajout de la partie proximale des fémurs et d'une interface de contact appropriée permettrait de représenter encore plus fidèlement la biomécanique de l'anneau pelvien en incluant la mobilité de la symphyse pubienne. Hu et al. ont montré que les conditions limites aux acétabulums influençaient significativement les contraintes de Von Mises près de ceux-ci [109]. Par contre, il n'y avait pas de différence significative dans la région de la JSI, laissant croire que les résultats obtenus demeurent valides. De façon similaire, l'ajout de la vertèbre lombaire L5 et de l'articulation L5-S1 permettrait d'avoir un modèle plus complet. Dans le MÉF actuel, un corps rigide est créé avec les éléments à la surface du plateau sacré, mais des concentrations de contraintes sont présentes à proximité. Celles-ci n'atteignaient pas la région de la JSI, mais pourraient tout de même avoir un effet sur les champs de contraintes observés. L'ajout de L5 et de fémurs permettrait un transfert de charges plus physiologique, mais augmenterait également le temps de calcul qui est déjà de l'ordre de un à six jours. Il serait intéressant de faire une étude de sensibilité sur l'effet des conditions limites et de l'ajout de ces éléments sur la performance des implants. Il est attendu que les valeurs absolues changent, mais que les valeurs relatives demeurent similaires.

Le développement d'une technique de personnalisation géométrique a permis de tester plusieurs géométries de bassins et d'étudier les corrélations entre la mobilité de la JSI et les angles pelviens. La méthode de krigeage développée se distingue de celle d'Henao concernant le nombre de repères anatomiques pour contrôler le modèle (48 par vertèbre [131] vs. 24 pour le pelvis dans notre étude). Cependant, il demeure difficile de bien identifier plusieurs points manuellement sur un CT-scan, particulièrement sur les surfaces auriculaires de la JSI. Une autre technique d'imagerie telle qu'EOS combinée à une reconstruction 3D pourrait être plus appropriée selon le niveau de précision désiré.

La technique d'insertion des implants dans le modèle a précédemment été développée et utilisée pour l'étude de différents dispositifs [17, 21, 113, 137]. Cette technique ne prend pas en compte les micro-fissures pouvant se créer lors de la préparation du trou. Celles-ci pourraient avoir une influence, spécifiquement pour les simulations avec une faible densité osseuse. De plus, l'ajout de greffe osseuse et le remodelage osseux ne sont pas modélisés. Comme pour les essais cadavériques, les simulations représentent donc la biomécanique de la fixation immédiatement après l'opération, c'est-à-dire avant que le processus d'ostéointégration. Il serait intéressant de modéliser et inclure ce processus biologique pour tenter de mieux comprendre pourquoi certains cas mènent à une pseudarthrose, mais cela dépasse le cadre de ce projet.

Plusieurs étapes de vérification et validation ont été complétées pour quantifier l'incertitude et établir la crédibilité du modèle. Les propriétés mécaniques des tissus mous ont été déterminées grâce à une calibration à partir de la première campagne expérimentale, étant donné qu'elles n'étaient pas disponibles dans la littérature. Les incertitudes par rapport aux valeurs utilisées ont été quantifiées et leur effet sur la mobilité de la JSI (5%) était inférieur aux réponses que nous voulions étudier (>15%). Étant donné que l'instrumentation de la JSI est au cœur de ce projet, il a été décidé de baser la validation du modèle sur la réduction de mobilité suite à l'ajout d'implants, plutôt que sur la mobilité non-instrumentée. La réduction de mobilité suite à l'instrumentation a pu être vérifiée en comparant les résultats des essais (étude 2) à ceux du modèle. Bien que les valeurs absolues soient différentes, celles-ci demeurent dans les plages de valeurs rapportées dans la littérature (réductions allant de 6% à 70%, avec une moyenne d'environ 30% [16, 18-20]). La majorité des réponses (9/10) étaient à l'intérieur d'un écart-type des données obtenues lors des essais et le comportement du modèle était cohérent avec les observations expérimentales. Les champs de contraintes n'ont pas pu être vérifiés étant donné l'indisponibilité de données expérimentales, mais ils ont été analysés visuellement, et leur position concorde avec ce qui était attendu. Le niveau de validation requis a été évalué en fonction du contexte d'utilisation et du risque, qui a été qualifié de faible. Bien que ce modèle demeure basé sur plusieurs hypothèses et simplifications, les étapes de vérification et validation réalisées ont permis de démontrer la crédibilité du modèle. Il faut toutefois demeurer prudent lors de l'analyse des résultats étant donné que le niveau de précision du modèle est, dans certains cas, du même ordre de grandeur

que les réponses étudiées. Ainsi, il est important de connaître les limites du modèle et de prendre en compte l'ensemble des données, incluant les données expérimentales, pour pouvoir émettre des recommandations cliniques.

10.3 Recommandations et perspectives

En combinant les résultats issus d'essais cadavériques et d'analyses numériques, il est possible d'émettre quelques recommandations cliniques visant à guider la planification chirurgicale pour maximiser la stabilisation de la JSI :

- Les configurations à deux implants (proximal-caudal) sont à privilégier car elles permettent une stabilisation biomécanique adéquate de la JSI; ajouter un troisième implant n'apporte pas une stabilisation significativement supérieure.
- Lorsqu'une configuration à deux implants est utilisée, les points d'insertion utilisés devraient être éloignés l'un de l'autre.
- Un point d'insertion caudal offre une meilleure stabilisation de la JSI, tout en minimisant les contraintes dans l'os en périphérie de l'implant.
- Pour un patient ayant une densité osseuse faible, une configuration à trois implants serait à privilégier car elle permet de réduire la concentration des contraintes, et pourrait ainsi réduire les risques d'endommagement de l'os.

La réalisation des différentes études a permis de répondre à la question de recherche et de réaliser les objectifs établis, mais a également ouvert la porte à d'autres avenues possibles quant à l'étude de la biomécanique de la JSI et son instrumentation.

Les études réalisées se sont limitées aux deux chargements les plus fréquents de la JSI, soit la compression et la flexion-extension. L'ajout de chargements complémentaires serait pertinent puisque la JSI est aussi sollicitée, quoique moins fréquemment, dans différentes directions. La flexion latérale et la rotation axiale, par exemple, implique différents ligaments et pourrait faire ressortir des tendances différentes de celles observées jusqu'à présent. Il serait pertinent de faire des essais avec ces chargements, puis d'utiliser ces données pour valider le MÉF. Pour reproduire

le plus fidèlement possible les conditions de chargement *in vivo*, il serait pertinent de développer un dispositif expérimental permettant d'appliquer une compression constante et des moments purs dans différentes directions.

Des essais complémentaires pourraient également être réalisés pour comparer les différentes configurations à deux implants. Selon les résultats de l'étude numérique, la configuration proximale-caudale s'est avérée être supérieure aux autres, mais ceci doit être vérifié expérimentalement. Le nombre de spécimens devrait être suffisamment grand pour pouvoir observer des différences significatives. Il serait également pertinent de réaliser les essais sur des spécimens plus jeunes et non-embaumés.

Lors de la modélisation, plusieurs simplifications ont dû être faites au niveau des matériaux. L'os trabéculaire a été modélisé comme ayant une densité osseuse constante, pour le sacrum et pour les iliaques. Il a été montré que cette densité osseuse variait, en particulier dans les ailes sacrées, où elle est plus faible. Adapter la densité osseuse de certaines zones permettrait d'avoir une répartition plus réaliste, et permettrait une comparaison plus robuste des différentes configurations. Étant donné que l'objectif de la fixation de la JSI est la réalisation d'une fusion osseuse de l'articulation grâce au processus d'ostéo-intégration, il serait intéressant de simuler de manière macroscopique ce dernier pour tenter de mieux comprendre le lien entre ce phénomène et la biomécanique de la JSI. Une caractérisation expérimentale des tissus mous, particulièrement du LIO, permettrait également d'améliorer le modèle puisque de telles données manquent à la littérature.

Il a été possible de montrer que la géométrie pelvienne avait une influence sur les déplacements verticaux et angulaires de la JSI, mais il n'a pas été possible d'identifier quel aspect de la géométrie avait de l'importance. En plus de la PS et de l'IP, d'autres angles ou mesures peuvent expliquer cette variation de mobilité. Une étude morphologique plus poussée est nécessaire pour bien comprendre ce qui influence la biomécanique de la JSI. Certaines mesures proposées par Cacciola et al. (2017) ont été corrélées avec l'IP, et pourraient être utilisées comme point de départ [51]. Ces mesures incluent l'angle entre les axes des surfaces auriculaires, la longueur de

l'axe court, la longueur de l'axe long, la longueur de l'axe oblique, le ratio de longueur entre l'axe court et l'axe long et l'angle entre les axes.

L'ajout des structures voisines au pelvis (vertèbre L5 et partie proximale des fémurs) permettrait une distribution des charges plus physiologique et permettrait la modélisation d'une fusion lombaire. Il a été montré que la prévalence de douleur à la JSI était de 35% pour les patients ayant préalablement subi une fusion lombaire [4] et que celle-ci augmente la mobilité et les contraintes à la JSI [74]. Il serait donc intéressant de la modéliser pour voir son influence sur la fixation de la JSI. Par contre, ces ajouts risquent d'augmenter considérablement les temps de calcul. Pour étudier l'effet de la fusion lombaire, il pourrait être approprié d'utiliser un modèle hybride. Ainsi, un chargement pourrait être appliqué sur le haut du rachis dans un modèle multi-corps et pourrait inclure une fusion lombaire sur plusieurs vertèbres. Les résultats de cette simulation pourraient ensuite être appliqués à la vertèbre L5 du MÉF, permettant un temps de calcul raisonnable. Une technique similaire a précédemment été utilisée pour l'étude de défaillance jonctionnelle proximale [138, 139].

D'autres paramètres d'instrumentation mériteraient également d'être étudiés pour optimiser la stabilisation de la JSI. La profondeur d'insertion et la longueur de l'implant dans le sacrum pourraient avoir une influence sur la réduction de mobilité, en particulier considérant la densité osseuse plus faible dans les ailes sacrées. Lindsey et al. ont montré qu'un implant supérieur plus long réduisait davantage les déplacements angulaires pour les implants triangulaires insérés latéralement [15], mais ceci n'a pas été vérifié pour les implants cylindriques insérés postérieurement. Une telle étude pourrait permettre de mieux comprendre pourquoi le modèle #2 avait un comportement biomécanique différent des autres dans l'étude 5. Le diamètre de l'implant pourrait également avoir une influence sur la stabilisation, comme c'est le cas pour d'autres types d'instrumentation du pelvis [21, 140, 141].

Finalement, il serait intéressant de développer le modèle pour des contextes d'utilisation complémentaires, tel que comme outil de planification chirurgicale. Pour un patient donné, une géométrie personnalisée pourrait être générée à partir d'images médicales grâce à l'outil de

personnalisation géométrique développé. La densité osseuse pourrait être mesurée cliniquement et les propriétés mécaniques de l'os dans le modèle pourraient être adaptées. Il serait ensuite possible de tester différentes configurations d'implants, en faisant varier leur nombre, leur positionnement et leurs dimensions. Les réductions de mobilité obtenues pour chaque simulation pourraient être comparées et pourraient guider le chirurgien lors de sa prise de décision. Le niveau de validation requis pour un outil de planification chirurgicale est cependant plus élevé en raison du risque associé à son utilisation. Ainsi, une validation adaptée serait nécessaire pour s'assurer des capacités prédictives du modèle. Une première étape de validation pourrait être réalisée à partir des données expérimentales issues de ce projet. En effet, la majorité des 20 géométries utilisées dans le cadre de l'étude 3 ont été instrumentées et testées au cours des campagnes expérimentales. Toutes les informations requises pour un niveau de validation plus élevé sont disponibles : la géométrie pelvienne (scans avant et après instrumentation), la configuration d'implants utilisée, le chargement appliqué, la densité osseuse, et les déplacements verticaux et angulaires initiaux et instrumentés. Le modèle pourrait donc être personnalisé pour correspondre à chaque spécimen testé, puis simulé selon le protocole expérimental. La capacité du modèle à prédire la stabilisation de la JSI obtenue suite à sa fixation pourrait ensuite être évaluée.

L'exploitation du modèle à la fois comme outil d'analyse biomécanique et comme outil de planification chirurgicale personnalisée permettrait de maximiser la stabilisation biomécanique de la JSI et de diminuer les taux de pseudarthrose lors des chirurgies de fusion.

CHAPITRE 11 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet de recherche avait pour objectif de caractériser la biomécanique de la JSI, avec et sans implants, et de développer un modèle numérique personnalisable permettant d'étudier les techniques chirurgicales de fusion de la JSI, afin d'adresser la question de recherche : *Comment maximiser la stabilisation biomécanique de la jonction sacro-iliaque grâce aux choix relatifs aux paramètres d'instrumentation de fusion en fonction des paramètres relatifs au patient?* Une approche hybride numérique et expérimentale a été développée pour mieux comprendre comment les choix chirurgicaux affectent la stabilisation biomécanique de la JSI en fonction de caractéristiques liées au patient. Le nombre d'implants et leur positionnement ont été étudiés pour maximiser la fixation de la JSI en prenant en compte différentes morphologies, flexibilités et densités osseuses.

Le volet expérimental a permis de caractériser la biomécanique de la JSI, avec et sans implants, en mesurant avec précision les déplacements verticaux et angulaires intra-articulaires de bassins cadavériques sous des chargements physiologiques. La première des deux campagnes expérimentales a permis de montrer que les deux positions d'implants testées étaient comparables en termes de réduction de mobilité et qu'une configuration à un implant ne menait qu'à une réduction partielle de la mobilité de la JSI. Cette observation a été soutenue par les résultats de la deuxième campagne, pour laquelle les spécimens ont été instrumentés graduellement avec un à trois implants. Les résultats ont également montré que les configurations à deux ou trois implants étaient équivalentes en termes de réduction de mobilité.

Les études numériques ont permis d'analyser davantage la biomécanique de la fixation de la JSI en faisant varier les caractéristiques liées au patient de façon contrôlée. Les données expérimentales ont d'abord été utilisées pour calibrer et valider le MÉF. Pour ce faire, l'approche V&V40 a été adoptée : le risque du modèle et le niveau de validation requis ont été évalués en fonction de son contexte d'utilisation comme outil permettant de comparer différentes techniques chirurgicales en termes de réduction de mobilité, complémentaire aux essais cadavériques. Une comparaison entre les résultats numériques et expérimentaux a permis d'établir la crédibilité du modèle. Un algorithme de personnalisation géométrique utilisant le krigeage a ensuite été développé pour générer 20 géométries de pelvis à partir de CT-scans. L'analyse a montré une

grande variation de mobilité due aux différentes géométries pelviennes, mais aucune corrélation entre la mobilité de la JSI et les angles pelviens (IP et PS) n'a été établie. Les deux études suivantes ont permis de comparer différentes configurations d'implants. D'abord, une comparaison de trois points d'insertion a montré qu'un point d'insertion caudal maximisait la stabilisation de la JSI. Les tendances observées quant à l'effet du nombre d'implants concordent avec celles des essais cadavériques : un seul implant n'est pas suffisant pour fixer la JSI et l'ajout d'un troisième implant a peu d'effet sur la stabilisation de la JSI. Quant aux caractéristiques associées au patient, l'augmentation de la flexibilité des tissus mous a eu peu d'influence sur les tendances observées. En revanche, une diminution de la densité osseuse a mené à une réduction de la performance des implants et une augmentation des contraintes dans l'os.

Au terme de ce projet, les hypothèses de recherche ont pu être vérifiées : les paramètres d'instrumentation (H1) et les paramètres relatifs au patient (H2) ont un effet significatif sur la stabilisation de la JSI. Il est également possible de répondre à la question de recherche en émettant des recommandations cliniques quant à la fixation de la JSI à l'aide d'implants cylindriques canulés, fenêtrés et taraudés:

- Les configurations à deux implants (proximal-caudal) sont à privilégier car elles permettent une stabilisation biomécanique adéquate de la JSI; ajouter un troisième implant n'apporte pas une stabilisation significativement supérieure.
- Lorsqu'une configuration à deux implants est utilisée, les points d'insertion utilisés devraient être éloignés l'un de l'autre.
- Un point d'insertion caudal offre une meilleure stabilisation de la JSI, tout en minimisant les contraintes dans l'os en périphérie de l'implant.
- Pour un patient ayant une densité osseuse faible, une configuration à trois implants serait à privilégier car elle permet de réduire la concentration des contraintes, et pourrait ainsi réduire les risques d'endommagement de l'os.

Des recommandations techniques et méthodologiques pour poursuivre l'étude des dispositifs de fusion de la JSI émanent aussi de ce projet doctoral:

- Le développement d'un dispositif expérimental permettant d'appliquer des moments purs dans les trois plans combinés à une compression constante permettrait de représenter une plus grande variété de chargements de la JSI.
- Le modèle du pelvis pourrait être amélioré en ajoutant les structures avoisinantes (L5 et fémurs) et en modélisant les variations de densité osseuse de l'os trabéculaire.
- Une étude morphologique plus poussée serait nécessaire pour bien comprendre quels paramètres morphologiques influencent la biomécanique de la JSI et la performance des implants.
- L'étude de paramètres d'instrumentation additionnels, tels que les dimensions et la profondeur d'insertion des implants, permettrait d'approfondir davantage la compréhension de la stabilisation biomécanique de la JSI.

La combinaison d'études expérimentales et numériques est une approche prometteuse pour l'étude de dispositifs de fusion de la JSI. Elle a permis de développer un modèle numérique validé pour son utilisation comme outil d'analyse biomécanique complémentaire aux essais. Une validation plus poussée pourrait permettre d'exploiter ce modèle comme outil de planification chirurgicale personnalisée. Les recommandations issues de cette thèse permettront de rationaliser les choix chirurgicaux lors de la planification pré-opératoire pour maximiser la stabilisation de la JSI.

RÉFÉRENCES

- [1] A. Vleeming et M. Schuenke, "Form and Force Closure of the Sacroiliac Joints," *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, vol. 11 Suppl 1, p. S24-s31, Aug 2019.
- [2] A. Vleeming et al., "The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications," vol. 221, n°. 6, p. 537-567, 2012 2012.
- [3] S. P. Cohen et al., "Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment," *Expert review of neurotherapeutics*, vol. 13, n°. 1, p. 99-116, Jan 2013.
- [4] J. Y. Maigne et C. A. Planchon, "Sacroiliac joint pain after lumbar fusion. A study with anesthetic blocks," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 14, n°. 7, p. 654-8, Sep 2005.
- [5] K. K. Lingutla et al., "Sacroiliac joint fusion for low back pain: a systematic review and meta-analysis," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 25, n°. 6, p. 1924-31, Jun 2016.
- [6] L. E. Miller et al., "Analysis of postmarket complaints database for the iFuse SI Joint Fusion System(R): a minimally invasive treatment for degenerative sacroiliitis and sacroiliac joint disruption," *Medical devices (Auckland, N.Z.)*, vol. 6, p. 77-84, 2013.
- [7] D. J. Cher et al., "Implant survivorship analysis after minimally invasive sacroiliac joint fusion using the iFuse Implant System(®)," vol. 8, p. 485-492, 11/23 2015.
- [8] B. S. Duhon et al., "Triangular Titanium Implants for Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: 2-Year Follow-Up from a Prospective Multicenter Trial," *International journal of spine surgery*, vol. 10, p. 13, 2016.
- [9] D. W. Polly, Jr., "The Sacroiliac Joint," *Neurosurgery clinics of North America*, vol. 28, n°. 3, p. 301-312, Jul 2017.
- [10] C. F. Claus et al., "Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion Using Triangular Titanium versus Cylindrical Threaded Implants: A Comparison of Patient-Reported Outcomes," 2019/10/09/ 2019.
- [11] K. Spain et T. Holt, "Surgical Revision after Sacroiliac Joint Fixation or Fusion," vol. 11, n°. 1, p. 24-30, 2017.

- [12] M. E. Majd, "Retrospective analysis of Sacroiliac Joint (SIJ) fusions comparing the percutaneous transgluteal approach to the posterior oblique approach," vol. 18, n^o. 8, Supplement, p. S18-S19, 2018/08/01/ 2018.
- [13] B. E. Dall et al., "Biomechanical analysis of motion following sacroiliac joint fusion using lateral sacroiliac screws with or without lumbosacral instrumented fusion," *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 68, p. 182-189, Aug 2019.
- [14] D. P. Lindsey et al., "Biomechanics of unilateral and bilateral sacroiliac joint stabilization: laboratory investigation," *Journal of neurosurgery. Spine*, vol. 28, n^o. 3, p. 326-332, Mar 2018.
- [15] D. P. Lindsey et al., "Sacroiliac joint stability: Finite element analysis of implant number, orientation, and superior implant length," *World journal of orthopedics*, vol. 9, n^o. 3, p. 14-23, Mar 18 2018.
- [16] Y. C. Shih et al., "Biomechanical evaluation of sacroiliac joint fixation with decortication," *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, Feb 23 2018.
- [17] C. Bruna-Rosso et al., "Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads," *International journal of spine surgery*, vol. 10, p. 16, 2016.
- [18] H. Soriano-Baron et al., "The effect of implant placement on sacroiliac joint range of motion: posterior versus transarticular," *Spine*, vol. 40, n^o. 9, p. E525-30, May 1 2015.
- [19] D. P. Lindsey et al., "Evaluation of a minimally invasive procedure for sacroiliac joint fusion – an in vitro biomechanical analysis of initial and cycled properties," vol. 7, p. 131-137, 2014.
- [20] J. H. Jeong et al., "Assessment of Biomechanical Changes After Sacroiliac Joint Fusion by Application of the 3-Dimensional Motion Analysis Technique," *World neurosurgery*, vol. 117, p. e538-e543, Sep 2018.
- [21] L. Fradet et al., "Biomechanical comparison of sacral and transarticular sacroiliac screw fixation," *Spine deformity*, Apr 9 2020.
- [22] H. Gray, "Anatomy of the human body," vol. 68, n^o. 5, p. 564-566, 1918.

- [23] M. D. Rahl, "Anatomy and Biomechanics," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 15-35.
- [24] H. Steinke et al., "Novel insights into the sacroiliac joint ligaments," *Spine*, vol. 35, n°. 3, p. 257-63, Feb 01 2010.
- [25] A. L. Rosatelli et al., "Anatomy of the interosseous region of the sacroiliac joint," *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol. 36, n°. 4, p. 200-8, Apr 2006.
- [26] P. S. Sizer, Jr. et al., "Disorders of the sacroiliac joint," *Pain practice : the official journal of World Institute of Pain*, vol. 2, n°. 1, p. 17-34, Mar 2002.
- [27] P. F. Dijkstra et al., "Complex motion tomography of the sacroiliac joint. An anatomical and roentgenological study," *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, vol. 150, n°. 6, p. 635-42, Jun 1989.
- [28] J. P. van Wingerden et al., "Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis," vol. 13, n°. 3, p. 199-205, May 01 2004.
- [29] M. Dutton, *Orthopaedics for the Physical Therapist Assistant*: Jones & Bartlett Learning, 2011.
- [30] A. I. Kapandji, *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. 3, Rachis, ceinture pelvienne, rachis lombal, rachis dorsal, rachis cervical, tête*, 6^e éd. vol. 3. Paris: Maloine, 2007.
- [31] A. Kiapour et al., "Biomechanics of the Sacroiliac Joint: Anatomy, Function, Biomechanics, Sexual Dimorphism, and Causes of Pain," *Int J Spine Surg*, vol. 14, n°. Suppl 1, p. 3-13, 2020.
- [32] T. J. Kibsgård et al., "Precision and accuracy measurement of radiostereometric analysis applied to movement of the sacroiliac joint," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 470, n°. 11, p. 3187-94, Nov 2012.
- [33] R. O. Kissling et H. A. Jacob, "The mobility of the sacroiliac joint in healthy subjects," *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, N.Y.))*, vol. 54, n°. 3, p. 158-64, 1996.

- [34] T. J. Kibsgard et al., "Movement of the sacroiliac joint during the Active Straight Leg Raise test in patients with long-lasting severe sacroiliac joint pain," *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 47, p. 40-45, Aug 2017.
- [35] T. J. Kibsgard et al., "Radiostereometric analysis of movement in the sacroiliac joint during a single-leg stance in patients with long-lasting pelvic girdle pain," *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 29, n^o. 4, p. 406-11, Apr 2014.
- [36] B. Stureson et al., "A Radiostereometric Analysis of Movements of the Sacroiliac Joints During the Standing Hip Flexion Test," vol. 25, n^o. 3, 2000.
- [37] B. Stureson et al., "Movements of the sacroiliac joints. A roentgen stereophotogrammetric analysis," *Spine*, vol. 14, n^o. 2, p. 162-5, Feb 1989.
- [38] B. W. Cunningham et al., "A comprehensive biomechanical analysis of sacral alar iliac fixation: an in vitro human cadaveric model," *Journal of neurosurgery. Spine*, vol. 30, n^o. 3, p. 367-375, Jan 4 2019.
- [39] N. Hammer et al., "Physiological in vitro sacroiliac joint motion: a study on three-dimensional posterior pelvic ring kinematics," *Journal of anatomy*, vol. 234, n^o. 3, p. 346-358, Mar 2019.
- [40] W. W. Cross et al., "Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion: 2-Year Radiographic and Clinical Outcomes with a Principles-Based SIJ Fusion System," vol. 12, p. 7-16, 2018 2018.
- [41] S. Klima et al., "Pelvic orthosis effects on posterior pelvis kinematics An in-vitro biomechanical study," *Scientific reports*, vol. 8, n^o. 1, p. 15980, Oct 29 2018.
- [42] D. Baria, "Sacroiliac joint biomechanics and effects of fusion," Ph.D., University of Miami, Ann Arbor, 2010. Disponible: <http://search.proquest.com/docview/755611989>
- [43] A. Vleeming et al., "Mobility in the sacroiliac joints in the elderly: a kinematic and radiological study," *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 7, n^o. 3, p. 170-6, Aug 1992.
- [44] G. R. Macdonald, "Sacro-iliac joints; observations of the gross and histological changes in the various age groups," *Treatment services bulletin. Canada. Department of Veterans' Affairs*, vol. 7, n^o. 2, p. 54-70, Feb 1952.

- [45] G. Dar et I. HersHKovitz, "Sacroiliac joint bridging: simple and reliable criteria for sexing the skeleton," *Journal of forensic sciences*, vol. 51, n^o. 3, p. 480-3, May 2006.
- [46] D. Sashin, "A critical analysis of the anatomy and the pathologic changes of the sacroiliac joints," vol. 12, n^o. 4, p. 891-910, 1930.
- [47] D. Resnick et al., "Degenerative disease of the sacroiliac joint," *Investigative radiology*, vol. 10, n^o. 6, p. 608-21, Nov-Dec 1975.
- [48] A. Joukar et al., "Gender Specific Sacroiliac Joint Biomechanics During Standing Upright: A Finite Element Study," *Spine*, Mar 5 2018.
- [49] R. Brooke, "The Sacro-Iliac Joint," vol. 58, n^o. Pt 4, p. 299-305, 1924.
- [50] A. Delmas, "Types rachidiens de statique corporelle," 1951.
- [51] G. Cacciola et al., "Does Pelvic Incidence Influence the Morphology of the Sacroiliac Joint?," 2017.
- [52] J. Legaye et al., "Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 7, n^o. 2, p. 99-103, 1998.
- [53] J. C. Le Huec et al., "Pelvic parameters: origin and significance," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 20 Suppl 5, p. 564-71, Sep 2011.
- [54] J. A. A. Miller et al., "Load-displacement behavior of sacroiliac joints," vol. 5, n^o. 1, p. 92-101, 1987.
- [55] H. J. Rothkötter et W. Berner, "Failure load and displacement of the human sacroiliac joint under in vitro loading," *Archives of orthopaedic and traumatic surgery. Archiv fur orthopadische und Unfall-Chirurgie*, vol. 107, n^o. 5, p. 283-7, 1988.
- [56] O. Airaksinen et al., "Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 15 Suppl 2, n^o. Suppl 2, p. S192-300, Mar 2006.

- [57] D. Cher et al., "Sacroiliac joint pain: burden of disease," *Medical devices (Auckland, N.Z.)*, vol. 7, p. 73-81, 2014.
- [58] B. E. Dall, "Introduction," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 1-5.
- [59] D. J. Cher et W. C. Reckling, "Quality of life in preoperative patients with sacroiliac joint dysfunction is at least as depressed as in other lumbar spinal conditions," vol. 8, p. 395-403, 09/16 2015.
- [60] K. M. Szadek et al., "Nociceptive nerve fibers in the sacroiliac joint in humans," *Regional anesthesia and pain medicine*, vol. 33, n^o. 1, p. 36-43, Jan-Feb 2008.
- [61] N. Sakamoto et al., "An electrophysiologic study of mechanoreceptors in the sacroiliac joint and adjacent tissues," *Spine*, vol. 26, n^o. 20, p. E468-71, Oct 15 2001.
- [62] K. M. Szadek et al., "Possible nociceptive structures in the sacroiliac joint cartilage: An immunohistochemical study," *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, vol. 23, n^o. 2, p. 192-8, Mar 2010.
- [63] C. W. Slipman et al., "Sacroiliac joint syndrome," *Pain physician*, vol. 4, n^o. 2, p. 143-52, Apr 2001.
- [64] M. J. DePalma et al., "What is the source of chronic low back pain and does age play a role?," *Pain medicine (Malden, Mass.)*, vol. 12, n^o. 2, p. 224-33, Feb 2011.
- [65] D. W. Polly et al., "Two-Year Outcomes from a Randomized Controlled Trial of Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion vs. Non-Surgical Management for Sacroiliac Joint Dysfunction," vol. 10, p. 28, 08/23 2016.
- [66] L. R. Moscote-Salazar et al., "Sacroiliac Pain: A Clinical Approach for the Neurosurgeon," vol. 8, n^o. 4, p. 622-627, Oct-Dec 2017.
- [67] B. E. Dall et al., "Algorithm for the Diagnosis and Treatment of the Dysfunctional Sacroiliac Joint," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 57-67.

- [68] V. Breuil et al., "Pelvic fractures: epidemiology, consequences, and medical management," *Current opinion in rheumatology*, vol. 28, n^o. 4, p. 442-7, Jul 2016.
- [69] W. Sun et al., "Surgical Treatment of Sacral Neurogenic Tumor: A 10-year Experience with 64 Cases," vol. 8, n^o. 2, p. 162-170, 2016.
- [70] A. Vleeming et al., "European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 17, n^o. 6, p. 794-819, Jun 2008.
- [71] L. H. Chou et al., "Inciting events initiating injection-proven sacroiliac joint syndrome," *Pain medicine (Malden, Mass.)*, vol. 5, n^o. 1, p. 26-32, Mar 2004.
- [72] S. Cohen, *Sacroiliac Joint Pain: A Comprehensive Review of Anatomy, Diagnosis, and Treatment* vol. 101, 2005.
- [73] A. Kiapour et al., "Relationship between limb length discrepancy and load distribution across the sacroiliac joint--a finite element study," *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, vol. 30, n^o. 10, p. 1577-80, Oct 2012.
- [74] A. A. Ivanov et al., "Lumbar fusion leads to increases in angular motion and stress across sacroiliac joint: a finite element study," *Spine*, vol. 34, n^o. 5, p. E162-9, Mar 01 2009.
- [75] J. D. Fortin, "Sacroiliac Joint DysfunctionA New Perspective," *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, vol. 3, n^o. 3, p. 31-43, Jan 1 1993.
- [76] B. E. Dall et al., "Biomechanics of the Injured SIJ: Results from an In Vitro Study," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 37-43.
- [77] J. D. Fortin et M. D. Falco, "The Fortin Finger Test: an Indicator of Sacroiliac Pain," vol. XXVI, p. 477-479, 07/01 1997.
- [78] B. E. Dall et A. G. Smith, "Pathology of the Sacroiliac Joint Leading to Surgery," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 45-55.

- [79] F. Sichtung et al., "Pelvic belt effects on sacroiliac joint ligaments: a computational approach to understand therapeutic effects of pelvic belts," *Pain physician*, vol. 17, n^o. 1, p. 43-51, Jan-Feb 2014.
- [80] J. J. Pel et al., "Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces," *Annals of biomedical engineering*, vol. 36, n^o. 3, p. 415-24, Mar 2008.
- [81] N. Patel et al., "A randomized, placebo-controlled study to assess the efficacy of lateral branch neurotomy for chronic sacroiliac joint pain," *Pain medicine (Malden, Mass.)*, vol. 13, n^o. 3, p. 383-98, Mar 2012.
- [82] M. D. Rahl, "Postsurgical Rehabilitation," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 159-169.
- [83] M. P. Lorio et al., "Utilization of Minimally Invasive Surgical Approach for Sacroiliac Joint Fusion in Surgeon Population of ISASS and SMISS Membership," *The open orthopaedics journal*, vol. 8, p. 1-6, 2014.
- [84] B. E. Dall, "Considerations for the Surgeon New to Sacroiliac Joint Surgery," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 69-81.
- [85] B. E. Dall, "Posterior Midline Approach," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 91-105.
- [86] M. R. Moore, "Posterior Lateral Open Approach for Sacroiliac Joint Arthrodesis," dans *Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide*, B. E. Dall, S. V. Eden, et M. D. Rahl, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 119-131.
- [87] A. G. Smith et al., "Open versus minimally invasive sacroiliac joint fusion: a multi-center comparison of perioperative measures and clinical outcomes," *Annals of surgical innovation and research*, vol. 7, n^o. 1, p. 14, Oct 30 2013.

- [88] C. G. Ledonio et al., "Minimally invasive versus open sacroiliac joint fusion: are they similarly safe and effective?," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 472, n^o. 6, p. 1831-8, Jun 2014.
- [89] S. C. Yson et al., "Sacroiliac Joint Fusion: Approaches and Recent Outcomes," *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, vol. 11 Suppl 1, p. S114-s117, Aug 2019.
- [90] J. Cummings, Jr. et R. A. Capobianco, "Minimally invasive sacroiliac joint fusion: one-year outcomes in 18 patients," *Annals of surgical innovation and research*, vol. 7, n^o. 1, p. 12, Sep 16 2013.
- [91] S. Rajpal et S. Burneikiene, "Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion with Cylindrical Threaded Implants Using Intraoperative Stereotactic Navigation," *World neurosurgery*, vol. 122, p. e1588-e1591, Feb 2019.
- [92] C. E. Beck et al., "A Retrospective Outcomes Study of 20 Sacroiliac Joint Fusion Patients," *Cureus*, vol. 7, n^o. 4, p. e260, Apr 2015.
- [93] F. Javed et al., "Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation," vol. 5, n^o. 4, p. 162-167, 2013 2013.
- [94] W. W. Cross, 3rd et al., "In Vitro Biomechanical Evaluation of a Novel, Minimally Invasive, Sacroiliac Joint Fixation Device," *Int J Spine Surg*, vol. 12, n^o. 5, p. 587-594, 2018.
- [95] V. Patel et al., "Minimally invasive lateral transiliac sacroiliac joint fusion using 3D-printed triangular titanium implants," *Medical devices (Auckland, N.Z.)*, vol. 12, p. 203-214, 2019.
- [96] L. E. Miller et J. E. Block, "Minimally invasive arthrodesis for chronic sacroiliac joint dysfunction using the SIMmetry SI Joint Fusion system," *Medical devices (Auckland, N.Z.)*, vol. 7, p. 125-30, 2014.
- [97] B. Beaubien et al., "SIMmetry Sacroiliac Joint Fusion System with SIMmetry Decorticator," vol. Vol.06No.07, p. 10, 2015.

- [98] Z. V. Tran et al., "Sacroiliac Joint Fusion Methodology - Minimally Invasive Compared to Screw-Type Surgeries: A Systematic Review and Meta-Analysis," *Pain physician*, vol. 22, n^o. 1, p. 29-40, Jan 2019.
- [99] G. Camino Willhuber et al., "Analysis of sacro-iliac joint screw fixation: does quality of reduction and screw orientation influence joint stability? A biomechanical study," *International orthopaedics*, vol. 40, n^o. 7, p. 1537-43, Jul 2016.
- [100] M. Harry et al., "A biomechanical investigation of the sacroiliac joint in the setting of lumbosacral fusion: impact of pelvic fixation versus sacroiliac joint fixation," vol. 31, n^o. 4, p. 562-567, 01 Oct. 2019 2019.
- [101] D. P. Lindsey et al., "Sacroiliac Joint Fusion Minimally Affects Adjacent Lumbar Segment Motion: A Finite Element Study," vol. 9, p. 64, 2015.
- [102] A. Joukar et al., "Effects on hip stress following sacroiliac joint fixation: A finite element study," *JOR spine*, vol. 2, n^o. 4, p. e1067, Dec 2019.
- [103] N. Hammer et S. Klima, "In-silico pelvis and sacroiliac joint motion-A review on published research using numerical analyses," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 61, p. 95-104, Jan 2019.
- [104] L. Cai et al., "A novel percutaneous crossed screws fixation in treatment of Day type II crescent fracture-dislocation: A finite element analysis," *Journal of orthopaedic translation*, vol. 20, p. 37-46, Jan 2020.
- [105] G. Casaroli et al., "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," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 28, n^o. 7, p. 1724-1732, Jul 2019.
- [106] F. Galbusera et al., "Biomechanics of sacropelvic fixation: a comprehensive finite element comparison of three techniques," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 29, n^o. 2, p. 295-305, Feb 2020.

- [107] J. Yang et al., "Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effects of Ligaments on Human Sacroiliac Joint and Pelvis in Two Different Positions," *Journal of biomechanical engineering*, Feb 17 2020.
- [108] N. Hammer et al., "Effects of Cutting the Sacrospinous and Sacrotuberous Ligaments," *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, vol. 32, n^o. 2, p. 231-237, Mar 2019.
- [109] P. Hu et al., "Influence of Different Boundary Conditions in Finite Element Analysis on Pelvic Biomechanical Load Transmission," *Orthopaedic surgery*, vol. 9, n^o. 1, p. 115-122, Feb 2017.
- [110] P. Hu et al., "Biomechanical Comparison of Three Internal Fixation Techniques for Stabilizing Posterior Pelvic Ring Disruption: A 3D Finite Element Analysis," *Orthopaedic surgery*, vol. 11, n^o. 2, p. 195-203, Apr 2019.
- [111] J. K. Shin et al., "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*, vol. 13, n^o. 8, p. e0201801, 2018.
- [112] C. H. Lee et al., "Biomechanical study of different fixation techniques for the treatment of sacroiliac joint injuries using finite element analyses and biomechanical tests," *Computers in biology and medicine*, vol. 87, p. 250-257, Aug 1 2017.
- [113] C. Bruna-Rosso, "Étude biomécanique par éléments finis de dispositifs d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque," *Génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, Montréal*, 2014. Disponible: <http://publications.polymtl.ca/1557/>
- [114] S. Fu et al., "Comparison of the risk of breakage of two kinds of sacroiliac screws in the treatment of bilateral sacral fractures," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 23, n^o. 7, p. 1558-67, Jul 2014.
- [115] Y. Zhao et al., "Mechanical comparison between lengthened and short sacroiliac screws in sacral fracture fixation: A finite element analysis," *vol. 99, n^o. 5, p. 601-606, 9// 2013.*
- [116] N. Mao et al., "Effect of lordosis angle change after lumbar/lumbosacral fusion on sacrum angular displacement: a finite element study," *vol. 23, n^o. 11, p. 2369-2374, 2014.*

- [117] L. Zhang et al., "Biomechanical study of four kinds of percutaneous screw fixation in two types of unilateral sacroiliac joint dislocation: A finite element analysis," vol. 45, n^o. 12, p. 2055-2059, 12// 2014.
- [118] N. Hammer et al., "Ligamentous influence in pelvic load distribution," *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, vol. 13, n^o. 10, p. 1321-30, Oct 2013.
- [119] P. H. Eichenseer et al., "A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions," *Spine*, vol. 36, n^o. 22, p. E1446-52, Oct 15 2011.
- [120] A. A. Ivanov, "Development, validation and clinical application of the finite element model of human pelvis," M.S.B.S., The University of Toledo, Ann Arbor, 2008.
Disponible: <http://search.proquest.com/docview/304444288>
- [121] A. S. Leung et al., "Effects of bone density alterations on strain patterns in the pelvis: application of a finite element model," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 223, n^o. 8, p. 965-79, Nov 2009.
- [122] O. N. Kashlan et al., "Lumbosacral and Pelvic Fixation Techniques," dans *Essentials of Spinal Stabilization*, L. T. Holly et P. A. Anderson, Édité. Cham: Springer International Publishing, 2017, p. 401-412.
- [123] A. V&V40: 2018, "Assessing credibility of computational modeling through verification and validation: application to medical devices," 2018.
- [124] H. B. Henninger et al., "Validation of computational models in biomechanics," vol. 224, n^o. 7, p. 801-812, 2010/07/01 2009.
- [125] A. Labe, "Étude des mécanismes lésionnels de la région abdomino-pelvienne. Applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière.," Université d'Aix-Marseille II, 2008.
- [126] M. El-Rich et al., "Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions," *Journal of biomechanics*, vol. 42, n^o. 9, p. 1252-62, Jun 19 2009.

- [127] R. Dubé-Cyr et al., "Biomechanical analysis of two insertion sites for the fixation of the sacroiliac joint via an oblique lateral approach," *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 74, p. 118-123, Apr 2020.
- [128] D. E. Shepherd et B. B. Seedhom, "The 'instantaneous' compressive modulus of human articular cartilage in joints of the lower limb," *Rheumatology* (Oxford, England), vol. 38, n^o. 2, p. 124-32, Feb 1999.
- [129] H. Steinke et al., "Deformation behavior of the iliotibial tract under different states of fixation," *Medical engineering & physics*, vol. 34, n^o. 9, p. 1221-7, Nov 2012.
- [130] N. M. Lalonde et al., "Method to geometrically personalize a detailed finite-element model of the spine," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 60, n^o. 7, p. 2014-21, Jul 2013.
- [131] J. Henao et al., "Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications," vol. 19, n^o. 8, p. 901-910, 2016/06/10 2016.
- [132] J. F. Henao, "Analyse biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manoeuvres de correction de la scoliose," *Mémoire de maîtrise*, Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, 2015. Disponible: <https://publications.polymtl.ca/1793/>
- [133] S. Liu et al., "Could pelvic parameters determine optimal postoperative thoracic kyphosis in Lenke type 1 AIS patients?," *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 19, n^o. 1, p. 74, Mar 7 2018.
- [134] J. C. Le Huec et al., "Sagittal balance of the spine," *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 28, n^o. 9, p. 1889-1905, Sep 2019.
- [135] A. Garo et al., "Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, n^o. 12, p. 1371-9, Dec 2011.

- [136] G. Vaz et al., "Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine," European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, vol. 11, n^o. 1, p. 80-7, Feb 2002.
- [137] R.-J. Bianco, "Biomécanique de l'ancrage de vis pédiculaires pour l'instrumentation du rachis : une approche numérique et expérimentale," 2015. Disponible: <http://www.theses.fr/2015AIXM4119/document>
- [138] L. Fradet et al., "Biomechanical analysis of proximal junctional failure following adult spinal instrumentation using a comprehensive hybrid modeling approach," vol. 39, p. 122-128, 2016.
- [139] L. Fradet et al., "Biomechanical Analysis of Acute Proximal Junctional Failure After Surgical Instrumentation of Adult Spinal Deformity: The Impact of Proximal Implant Type, Osteotomy Procedures, and Lumbar Lordosis Restoration," Spine deformity, vol. 6, n^o. 5, p. 483-491, Sep-Oct 2018.
- [140] E. R. Santos et al., "Optimizing iliac screw fixation: a biomechanical study on screw length, trajectory, and diameter," Journal of neurosurgery. Spine, vol. 14, n^o. 2, p. 219-25, Feb 2011.
- [141] B. Akesen et al., "Revision of loosened iliac screws: a biomechanical study of longer and bigger screws," Spine, vol. 33, n^o. 13, p. 1423-8, Jun 1 2008.

ANNEXE A - ARTICLE 4: SACROILIAC JOINT MORPHOLOGIC CHANGES FROM INFANCY TO ADULTHOOD

L'article intitulé « Sacroiliac joint morphologic changes from infancy to adulthood » a été publié en ligne dans la revue Spine Journal (Impact Factor du Journal citation report 2019 : 3.196) le 21 mai 2019. La contribution du deuxième auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 10%. Cet article porte sur l'évolution morphologique de la JSI durant l'enfance et a été écrit en collaboration avec des chercheurs du LBA, du CHU de Marseille et du CHU de Bordeaux.

Auteurs et affiliations : Pierre Coudert^a, Roxanne Dubé-Cyr^{b,c,d}, Kathia Chaumoitre^{e,g}, Olivier Gille^a, Jean-Marc Vital^a, Jean-Luc Jouve^f, Pierre-Jean Arnoux^{c,d}, Michel Panuel^{e,g}, Morgane Evin^{c,d,*}

(a) Service d'Orthopédie Traumatologie, Spine Unit 1, CHU de Bordeaux, Hôpital Pellegrin, Bordeaux, France

(b) École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada

(c) Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 AMU/IFSTTAR, Marseille, France

(d) iLab-Spine – Laboratoire International en Imagerie et Biomécanique du Rachis, Marseille, France

(e) Aix-Marseille University, CNRS, EFS, ADES, Marseille, France

(f) Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique Pédiatrique, Hôpital de la Timone, CHU de Marseille, Marseille, France

(g) Service d'Imagerie Médicale, Hôpital Nord, CHU de Marseille, Marseille, France

Corresponding author:

Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 AMU/IFSTTAR, Faculté de Médecine Secteur Nord, 51 Bd. P. Dramard, Marseille 13015, France. Tel.: (33)+4 91 65 87 61. E-mail address: morgane.evin@ifsttar.fr (M. Evin).

Keywords:

Growth; Pelvic incidence; Sacroiliac joint; Spine

FDA device/drug status: Not applicable.

Author disclosures:

PC: Nothing to disclose. **RDC:** Grant: Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies (C), AMIDEX (B); Support for travel to meetings for the study or other purposes: MITACS Globalink (B); Trips/Travel: MITACS Globalink (B); Research Support (Investigator Salary, Staff/Materials): AMIDEX (B); Grants: Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies (C), National Sciences and Engineering Research Council of Canada (C), Centre de recherche en sciences et technologies biomédicales (GRSTB) (B), Industrial research chair NSERC/Medtronic (B). **KC:** Nothing to disclose. **OG:** Nothing to disclose. **JMV:** Nothing to disclose. **JLJ:** Nothing to disclose. **PJA:** Nothing to disclose. **MP:** Nothing to disclose. **ME:** Nothing to disclose.

Abstract

Background context: Report of sacroiliac morphology changes during growth is limited in the literature and the interest of such morphology and its consequence for surgery is increasing.

Purpose: Aims of this work are (1) to anatomically define the sacroiliac joint (SIJ), and (2) to assess the influence of growth on the sacroiliac morphology and the pelvic parameters.

Study design: Forty-nine young subjects from 6 months to 18 years old (y/o) and 20 adults aged from 18 to 50 y/o were selected from our institutional patient database.

Methods: They underwent a computed tomography (CT) examination on a 128-MDCT (GE Healthcare Optima CT660). Transverse CT image datasets were reconstructed, anonymized, and segmented with ITK-SNAP. Landmarks and surfaces were selected and a SIJ orientation analysis was performed using customized Python scripts.

Results: The subjects were divided into four groups: infants (1.9 ± 1 y/o), children (6.9 ± 1.7 y/o), adolescents (13.7 ± 1.8 y/o), and adults (27.3 ± 5.6 y/o). Differences between SIJ orientation were found significant between young subject groups for synovial sacrum SIJ orientation ($p < .001$) and iliac total SIJ orientation ($p = .036$). Both orientations of younger subjects were found significantly different from the adult group ($p < .035$). SIJ synovial sacrum and iliac total orientations correlated significantly with age ($p < .03$). All orientations correlated with pelvic incidence ($p < .04$) except for synovial sacrum SIJ orientation ($p = .2$). No gender or symmetrical differences were found significant in any group.

Conclusions: Morphologic definition of the SIJ confirmed the independency of the gender during growth. Such results will be beneficial for the analysis and management of vertebral pathology.

Introduction

The sacroiliac joint (SIJ) is an important bilateral articulation of the pelvic girdle. It transfers weight from the upper body to the lower limbs via the spine and serves as a shock absorber. The SIJ is the most direct anatomical link between the pelvis (iliac bones) and the spine (sacrum). Such articulation has been described by anatomists as having a cartilaginous anterior part (synovial) and a fibroligamentar posterior synarthrosis. This unique configuration leads to its classification as a diarthrodial/synovial joint [1].

It has limited mobility but a high stability due to different mechanisms of force-closure (muscles) and form-closure [2]. The form-closure mechanisms include the ligaments and the self-locking pelvic configuration caused by the wedged shape of the sacrum. Moreover, the articular surface on the sacrum is mostly concave, whereas the iliac surface is mostly convex, adding to the stability of the SIJ.

Many changes were reported with aging, one of them being the formation of complementary ridges and grooves on the articular surfaces that increase friction [2]. Such changes are reported to first happen with locomotion [3]. On the iliac side, a groove (ventrocaudally to the iliac articular surface) is reported to appear in the second decade in women [4, 5]. During growth, the

correlation between pelvis widening and age is reported to be 0.333 mm/y ($p < .001$) [6]. Even after skeletal maturity, the pelvic width was found to increase by 20 mm [6]. For the sacrum, three intersegmental fusions of the sacral vertebral segments (S1, S2, and S3) occur: S1–S2 fusion occurs between 6 and 13 years old (y/o), whereas S2–S3 fusion occurs between 9 and 18 y/o [7]. Anthropology and archeobiology have been defining SIJ and bridging for skeleton age assessment [8, 9]. SIJ anatomy has been studied in evolution: neonatal subjects presented smaller angle of the sacral incidence when compared with adult subjects [10]. Such angle was found to be inversely correlated with sacroacetabular distance (between middle of the sacral plate and middle of the biacetabular distance). Lateral and caudal to the first sacral vertebrae are the two main elevations that describe the SIJ, the first being the most prominent. There is a saddle-shaped depression between the two elevations that appear during growth and changes with aging. Some gender differences have been reported. Men of 14 years of age and older have a larger articular bony tubercle in the middle of the auricular surface whereas women have a groove at the iliac SIJ surface. Current description of the joint is limited, whereas description of the shape was reported without real quantitative measurements [11].

Articular surface was reported to range from 10.7 to 18 cm² depending on gender [12–14]. It is composed of hyaline and fibrocartilage, and has a rough and coarse texture suggesting a functional adaptation [15]. The SIJ surface is divided into three parts as ventral, middle, and dorsal (S1, S2, and S3), with 40°, 25°, and 10° angle of the surfaces, respectively [16]. Although assessed by magnetic resonance imaging, ossification of apophyses of the sacral wings shows differences between genders in juvenile population [17]. Specificities of the articular surface morphology contribute to the stability of the joint against shearing with a highest coefficient of friction compared with any diarthrodial joint [18]. Mitchell et al. defined three horizontal axes within the SIJ (iliac and sacral) and a right and left diagonal [19]. Additionally, SIJ kinematics has been studied in vitro and is mainly characterized by a sagittal rotation and an inferior translation of the sacrum (compared with the ilium) [20].

A large portion of low back pain (10%–40% [7]) is reported to come from the SIJ [21]. Report of the SIJ morphology changes during growth in the literature is limited and the interest of such

morphology and its consequence for surgery is increasing with the 310% increase of interventions per 100,000 insured person from 2000 to 2011 [22]. Stabilization of the SIJ is then becoming an economic and societal burden.

Bipedal gait differentiates human being from the rest of the mammalian and such bipedal gait is highly influenced by the SIJ anatomy [10]. Pelvic anatomy is defined in the spine adaptability (static and dynamic) to gait by three angles: the pelvic incidence (PI), sum of sacral slope, and pelvic tilt. The PI changes with growth and has been reported to stagnate after the puberty. After puberty, PI is mostly fixed for a given patient [23], although it can change slightly following surgery [24]. Predictors of lordosis have been previously described from sagittal alignment of the spine and pelvis [25]. Additionally, different posture types have been defined and correlated to pelvis, lordosis, and kyphosis measurements [18, 26, 27]. However, such definition did not enable to explain completely the spine static and dynamic equilibrium, and SIJ morphology has not been taken into account in such theories.

Hypothesis of this work is that the SIJ parameters are changing during growth (Figure A.1), and that morphologic definition of such joint will enable a better understanding of the spinal growth mechanism. The SIJ is believed to take part in the spinal equilibrium and insure the transmission of the loading from the spine to the lower limb. Thus, the orientation of the SIJ articular facets intervenes in biomechanical static and dynamic equilibrium of the spine. Aims of this work are to anatomically define the SIJ in terms of orientation and to assess the influence of the sacroiliac morphology on pelvic parameters.

Methods

Population

We searched in our institutional database patients who had undergone computed tomography (CT) examinations for traumatic or oncologic purposes including the pelvic area. We selected 69 subjects from 6 months to 50 y/o (49 young: 7.4 ± 5.1 y/o; 20 adults: 27.3 ± 5 y/o). The CT examinations were performed on 128-MDCT (GE Healthcare Optima CT660). The tube current

was modulated according to the patient's body size and shape. In all cases, transverse CT image datasets were reconstructed with a section thickness inferior to 1 mm for the anatomical area from the fourth lumbar vertebra to the ischial tuberosity. The images were anonymized.

Data processing

Pelvic bones were segmented with the ITK-SNAP software [28] using a threshold adapted to the patient's scan and a snake-based segmentation growing tool. Seven manually located landmarks and 10 surfaces were selected using Paraview (BSD License, NY, USA) with definition of anterior superior iliac spine (ASIS), pubis, ischial spine, synovial SIJs (global and caudal), and femoral heads. Documentation for using Python in ParaView can be found in ParaView source documentation (<https://www.paraview.org/documentation/>).

Sacroiliac joint angle analysis

The ASIS landmarks were selected from the anterior view of the iliac bone. Two points were selected in the center of the right and left pubic facets and the central pubic landmark was defined as the middle of those two points (Figure A.2A). Ischium bone landmarks selection was set at the ischial tuberosity of each ischium. Those three landmarks were selected for left and right iliac crests (Figure A.2A). A medium plane was computed based on the midpoints of those three pairs of landmarks (ASIS, pubic, and ischium). Additionally, a landmark was set to the first sacral backbone (spinous process) to define an additional plane as the normal to the sacral plate in its midpoint crossing such landmark (Figure A.2B).

Selection of the SIJ surfaces was performed in two parts: a total surface representing contact between the sacrum and the face of each iliac bone and a synovial surface defined as the partial higher surface (Figure A.3). Because sacral vertebrae are not merged in younger subjects, two to three joints were selected on the sacral side. In those cases, the synovial surface was then defined as the sum of the second and third joints, whereas total joint area was the sum of all surface areas. Planes were fitted on each surface. Additionally, sacral plate was selected as a surface.

Computation of the fitted planes was performed using customized Python scripts with NumPy and Matplotlib libraries (minimum least squares method as an example).

The midpoint (defined as the point with coordinates being the average of all point coordinates by axis) of the sacral plate was considered to be the center of reference. A plane was defined between the midpoint of the sacral plate and femoral heads in order to compute PI.

The medium plane was considered as the reference plane and SIJ surfaces formed by points were used to fit planes. Incidences between SIJ fitted planes and the reference plane were defined for each selected surface. Incidence difference between synovial and total SIJ surfaces on both iliac bones and sacrum were computed.

Morphologic sacroiliac joint analysis

Areas were computed for each surface. Ratios between areas from synovial and total surfaces were computed. Widths were defined at three locations of the joints and a cumulative width was provided as the sum of all the widths (Figure A.4).

Statistical analysis

Surface area differences between synovial and total surfaces were tested symmetrically to highlight differences between left and right SIJ if any. Age groups were defined as different growth categories: 0 to 4 y/o (group 1), 4 to 10 y/o (group 2), and 10 to 18 y/o (group 3). Such definition enables to provide reference average values with standard deviations. Correlations between SIJ parameters and age used to depict the continuous changes of the parameters in aging and between SIJ parameters and PI were tested using R software [29]. Growth phases and group differences were analyzed using an ANOVA and Wilcoxon test. Coefficient of variation (CV) was computed as the standard deviation of the differences between two measurements divided by the mean to assess reproducibility of the quantification of the morphology of SIJ on the 20 adults.

Results

Reproducibility of the methods

The CV of the four SIJ orientation angles varies from 14.9% to 31.5% (surface angles [SA] sacrum total: 29.7%, synovial: 24.4%; SA iliac total: 31.5%, synovial: 14.9%). Such reproducibility measurement concerned only the definition of landmarks and did not include the segmentation reproducibility or multiple-observer variability.

Sacroiliac joint angular orientation

Mean values for sacrum and iliac total and synovial angles with the reference plane were compared between the three growth categories (0–4 y/o, 4–10 y/o, and 10–18 y/o) and with the adult group (Table A.1). In the 0 to 18 y/o population, the synovial sacrum and total iliac SA were found to be influenced by the growth category ($p < .001$ and $p = .036$, respectively). When compared with the adult population, differences were found significant for synovial sacrum and total iliac SA ($p = .035$ and $p = .044$) but not for total sacrum and synovial iliac SA.

Morphologic analysis as areas and widths of the sacroiliac joint

Areas and widths by growth category are reported in Table A.2. Significant differences were found between young groups for all values. When compared with adults, only synovial/total sacrum ratio was not found significant, whereas all widths except cumulative widths were significantly different between young groups and adults ($p < .011$).

Changes during growth

Correlations between the SIJ morphologic parameters (angles, areas, and widths) and age or PI are reported (Table A.3 and Figure A.5). Clear correlations with age were found for synovial sacrum SA ($p < .001$) and total iliac SA ($p = .03$). Similarly, areas and widths also strongly correlate with age ($p < .001$).

Pelvic incidence and correlation

The PI ranged in average per groups between 48.3° and 50.8° for infants, children, and adolescents, and were significantly different from PI in adults ($39.9 \pm 13^{\circ}$, $p = .002$; Table A.1). The PI correlates with total and synovial iliac SA and total sacrum SA ($p < .04$; Table A.3). It also correlates significantly with sacrum average width and synovial sacrum area ($p < .01$). Correlation of PI with age was found significant ($p = .03$).

Gender differences and symmetry

No significant differences between genders were found even when differentiating adults (p ranged from .2 to .66 for angles and .09 to .33 for areas) from infants and adolescents adults (p ranged from .61 to .96 for angles and .12 to .3 for areas). The SIJ angular orientations in infant, adolescent, and adult groups differentiated by gender are reported in Table A.1. No symmetrical differences were found between right and left surface SIJ angles in the whole population (p : .1–.79) or in subgroups (infants and adolescents: p : .1–.79, adults: p : .32–.54).

Discussion

This study improves the understanding of the morphologic evolution of the pelvis during growth.

Existence of different spinal morphotypes has been shown [26]. Such morphology leads each individual to different static and dynamic properties. Accounting for such morphotypes in the physiopathology and management of spinal pathology (including surgical management) is common practice nowadays [12]. The pelvis, considered as the pelvic vertebrae, is closely linked to the spine and even indivisible in terms of biomechanics. Indeed, pelvic parameters (PI, pelvic tilt, and sacral slope) determine spinal morphotypes and play a big role in the adaptation of the spine to pathological and mechanical situations (including especially pelvic retroversion [8, 24]).

The SIJ is the focus of many research studies. The anatomical description and the biomechanical study of the motion of such structure have been studied at several years of life (childhood, growth, adult, and aging) and is still discussed today [11]. Two studies of this large literature

could be noticed as scan studies of the SIJ anatomy. Postacchini et al. [37] described the articular and extra-articular areas of the sacroiliac complex in adults. The bone anatomy was provided in order to differentiate the articular and extra-articular areas by CT scan as reported as more efficient for such differentiation than in magnetic resonance imaging. Description of the sacroiliac surface in adults was mostly performed from their location relative to the sacral depression and SIJ space in coronal and axial planes. Such values are then difficult to compare with the results presented here. Regarding the pediatric population, Zejden and Jurik [7] studied the bone anatomy of this area by tomodensitometry during growth (124 patients between 9 months and 18 y/o) describing mainly the ossification kernel/core and the fusion of segments according to age and gender. Those two studies did not provide 3D analysis of the morphology of the SIJ. To the best of our knowledge, we did not find any study reporting orientation of the articular sacroiliac surface, the evolution in those orientations with growth and its relationship to PI.

Reproducibility of the positioning of the landmarks and computation of the angles was assessed using CV. The CV stayed under 35% for angular measurements, which could be considered as reasonable and could be explained by the quality of the scan not enabling good segmentation and worsening landmark positioning. Intersegmental fusion assessment reliability was assessed in terms of agreement between two senior radiologists in [4] and was of 4%. However, they reported a classification rather than a continuous variable. Reports of similar measurements were not found in literature. However, such results did not include the segmentation results as the methodology used for segmenting the SIJ was similar in all cases. Further shape analysis could be performed [30].

In defining three subgroups (0–4 y/o, 4–10 y/o, and 10–18 y/o) and an adult group, significant changes during growth of the SIJ surface orientation have been shown. The angle of the SIJ surface regarding the reference plane to the sacral plate increases significantly with age and such result is more significant for synovial articular surfaces of the sacrum ($p < .001$ for synovial sacrum SA and $p = .04$ for iliac total SA). This could be an adaptation to the weight gained during growth resulting in increased shear forces to the joint. Force resulting from gravitation could then

be mostly transmitted through the synovial SA part in comparison with the dorsal part and thus increasing the form closure mechanism. This increase of angle reinforces the self-locking mechanism, therefore increasing the stability of the pelvic girdle. Differences were found significant between the 4 to 10 y/o group and 10 to 18 y/o group ($p=.022$ for synovial sacrum SA and almost significant 0.076 for total iliac SA), whereas no significant difference was found between the 0 to 4 y/o and 4 to 10 y/o groups. Growth of the spine has been reported to occur mostly between 0 and 5 years and during puberty, which then leads to more detection of idiopathic scoliosis during puberty [31, 32]. Similarly, we found that the SIJ morphology is significantly different between the 4 to 10 y/o group and the 10 to 18 y/o group, which seems to correspond to a spine growth phase, although such results need to be confirmed with further investigation.

The synovial area localized in the anterosuperior part of the articulation is more correlated with age than the fibroligamentar area localized in the posteroinferior part of the articulation (when synovial and total morphologic changes are compared). Indeed, as shear forces increase with age, SIJ surfaces increase to insure stability and to limit stresses at the joint. As the morphology of the pelvis causes the synovial surface to be subjected to higher forces than the fibroligamentar area, this part of the joint seems to adapt more over time.

The results showed that there is no difference between gender in morphologic changes during growth ($p>.2$). Such results agree with several studies showing the gender anatomical independency of such articulation particularly before puberty [33] (no significant different in young and adult groups in our results). Although pelvic dimensions have been reported to be larger in male around the 22nd month with the difference decreasing later, consequences of such dimorphism on the SIJ articular surface could be a wider occupation of the sacral base by the fifth lumbar vertebra in male [2]. In our study, the size of the growth phase population may be too small to show significant changes in the orientation planes of the SIJ between genders. Anatomical widths are also described in the results. It appeared that the changes in angles of the articular surfaces are associated with morphologic changes of the structures. This highlights that

the changes of the SIJ planes are part of a normal evolution and growth of the osteoarticular structures. This work provided a quantitative definition and reference values of the SIJ in growth.

The PI has been shown to be a morphologic parameter, constant and invariable for a given patient. This pelvic parameter is established during growth and stabilizes definitely at the end of puberty. The PI has been shown to increase during growth, particularly during the first 10 years [9]. However, the mechanism influencing the value of such parameter is only partially known and understood nowadays. The pelvis, as an osteoarticular structure, changes during growth. To the best of our knowledge, few studies have shown the link between morphologic growth of the pelvic ring and the establishment of pelvic parameters. In 2014, the works of Schlösser et al. [34] reported a lordosis development during a morphologic growth and correlation of such parameters with PI. The relationship described between the pelvis and PI makes us think that the morphologic evolution of the pelvis plays a crucial part in the definition of the pelvic parameters and thus, through biomechanical relationship, of the spinal morphotype. In this work, a significant correlation between orientation of the SIJ surface compared with orthogonal reference plane and the value of the PI is reported. Such results are significant for total sacrum SA, total iliac SA, and synovial iliac SA (Table A.3). Thus, the more the SIJ articular plane opens externally, the higher the PI ($p < .04$, r ranged between 0.2 and 0.44). This is in line with the conclusions from Abola et al. [35] that PI had an influence on the SIJ. They reported that a higher PI was associated with a more angulated and curved sacrum and a more linear SIJ in the sagittal plane. Our study shows that it also has an effect on the orientation of the SIJ in the horizontal plane, through PI correlation with total sacrum and iliac SA. The synovial surface area of the sacrum is also positively correlated with PI. Pelvis with higher PI tend to have a more horizontal sacrum, potentially further increasing forces on the synovial area of the joint, thus leading to an increased surface area and average width of the synovial sacrum part.

Statistical power of our study is, however, limited by the available number of patients as well as by the difficulties of the lengthy postprocessing, including segmentation and measurements. However, such results reinforce the hypothesis that the morphologic changes of the articular

surface of the SIJ are related to the definition of pelvic parameters specific to the individual and thus to the spinal morphotypes.

Mac-Thiong et al. [36] showed the interaction forces between the different segments in the pelvic-spinal sagittal equilibrium in the pediatric population. This work enables to include, downstream to such mechanism, the significant correlation between the articular surface SIJ orientation and the PI (Figure A.6).

Conclusions

The results of this work help us to investigate the constitutive mechanisms of pelvic and spinal morphotypes as well as the relation between pelvic and vertebral structures. They come within the scope of the human's growth process by the acquisition of the biped standing in the development. They also show no difference in the SIJ angular orientation between genders.

Thus, they will be beneficial to the analysis and management of spinopelvic pathology (including distortion) of the infant, child, and adolescent, at ages when the maturity of the pelvic-spinal base is not yet definitive.

It is then necessary and interesting to further study the biomechanical and morphologic analysis on a higher number of subjects, and integrate the analysis of the spinal curves (eg, lumbar lordosis, thoracic kyphosis), together with pelvic parameters (PI, pelvic tilt, and sacral slope) and spinal morphotype of each patient.

Acknowledgments :

This study was not the object of any specific funding sources and all authors report to not have any potential conflict of interest.

References

- [1] Dall BE, Eden SV, Rahl MD, editors. Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint: A Clinical Guide. vol. Chapter III. Springer International Publishing; 2015.
- [2] Vleeming A, Schuenke MD, Masi AT, Carreiro JE, Danneels L, Willard FH. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *J Anat* 2012;221:537–67. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2012.01564.x>.
- [3] Solonen KA. The sacroiliac joint in the light of anatomical, roentgenological and clinical studies. *Acta Orthop Scand Suppl* 1957;27:1–127.
- [4] Brooke R. The Sacro-Iliac Joint. *J Anat* 1924;58:299–305.
- [5] Vleeming A, Van Wingerden JP, Dijkstra PF, Stoeckart R, Snijders CJ, Stijnen T. Mobility in the sacroiliac joints in the elderly: a kinematic and radiological study. *Clin Biomech Bristol Avon* 1992;7:170–6. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(92\)90032-Y](https://doi.org/10.1016/0268-0033(92)90032-Y).
- [6] Berger AA, May R, Renner JB, Viradia N, Dahnert LE. Surprising evidence of pelvic growth (widening) after skeletal maturity. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 2011;29:1719–23. <https://doi.org/10.1002/jor.21469>.
- [7] Zejden A, Jurik AG. Anatomy of the sacroiliac joints in children and adolescents by computed tomography. *Pediatr Rheumatol Online J* 2017;15. <https://doi.org/10.1186/s12969-017-0210-0>.
- [8] Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, et al. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 2006;15:415–22. <https://doi.org/10.1007/s00586-005-0984-5>.
- [9] Kendall HO, Kendall FP, Wadsworth GE. Muscles, Testing and Function. *Am J Phys Med Rehabil* 1973;52:43.

- [10] Tardieu C, Bonneau N, Hecquet J, Boulay C, Marty C, Legaye J, et al. How is sagittal balance acquired during bipedal gait acquisition? Comparison of neonatal and adult pelves in three dimensions. Evolutionary implications. *J Hum Evol* 2013;65:209–22. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2013.06.002>.
- [11] Hens SM, Godde K. Auricular Surface Aging: Comparing Two Methods that Assess Morphological Change in the Ilium with Bayesian Analyses. *J Forensic Sci* 2016;61 S30–8. <https://doi.org/10.1111/1556-4029.12982>.
- [12] Miller J a A, Schultz AB, Andersson GBJ. Load-displacement behavior of sacroiliac joints. *J Orthop Res* 1987;5:92–101. <https://doi.org/10.1002/jor.1100050112>.
- [13] Sashin D. A critical analysis of the anatomy and the pathologic changes of the sacro-iliac joints. *JBJS* 1930;12:891.
- [14] Ebraheim NA, Biyani A. Percutaneous computed tomographic stabilization of the pathologic sacroiliac joint. *Clin Orthop* 2003;408:252–5.
- [15] Bowen V, Cassidy JD. Macroscopic and microscopic anatomy of the sacroiliac joint from embryonic life until the eighth decade. *Spine* 1981;6:620–8.
- [16] Dijkstra PF, Vleeming A, Stoeckart R. Complex motion tomography of the sacroiliac joint. An anatomical and roentgenological study. *ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed* 1989;150:635–42. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1047093>.
- [17] Bollow M, Braun J, Kannenberg J, Biedermann T, Schauer-Petrowskaja C, Paris S, et al. Normal morphology of sacroiliac joints in children: magnetic resonance studies related to age and sex. *Skeletal Radiol* 1997;26:697–704.
- [18] Weisl H. The movements of the sacroiliac joint. *Acta Anat (Basel)* 1955;23:80–91.

- [19] Mitchell FL, Moran PS, Pruzzo NA, Mitchell M, Pruzzo A. An evaluation and treatment manual of osteopathic muscle energy procedures. 1st ed. Valley Park, Mo.: Mitchell, Moran and Pruzzo, Associates; 1979.
- [20] Hammer N, Scholze M, Kibsga°rd T, Klima S, Schleifenbaum S, Seidel T, et al. Physiological in vitro sacroiliac joint motion: a study on three-dimensional posterior pelvic ring kinematics. *J Anat* 2019;234:346–58. <https://doi.org/10.1111/joa.12924>.
- [21] Sembrano JN, Polly DW. How Often Is Low Back Pain Not Coming From the Back? *Spine* 2009;34. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31818b8882>.
- [22] Gras F, Hillmann S, Rausch S, Klos K, Hofmann GO, Marintschev I. Biomorphometric Analysis of Ilio-Sacro-Iliac Corridors for an Intra-Osseous Implant to Fix Posterior Pelvic Ring Fractures. *J Orthop Res* 2015;33:254–60. <https://doi.org/10.1002/jor.22754>.
- [23] Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J* 2011;20:564–71. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1940-1>.
- [24] Place HM, Hayes AM, Huebner SB, Hayden AM, Israel H, Brechbuhler JL. Pelvic incidence: a fixed value or can you change it? *Spine J* 2017. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.06.037>.
- [25] Alderink GJ. The sacroiliac joint: review of anatomy, mechanics, and function. *J Orthop Sports Phys Ther* 1991;13:71–84. <https://doi.org/10.2519/jospt.1991.13.2.71>.
- [26] Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine* 2005;30:346–53.
- [27] Laouissat F, Sebaaly A, Gehrchen M, Roussouly P. Classification of normal sagittal spine alignment: refounding the Roussouly classification. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur*

Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2018;27:2002–11. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5111-x>.

[28] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage* 2006;31:1116–28. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>.

[29] R Core Team R. A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation for Statistical Computing; 2013.

[30] Ma´rquez EJ, Cabeen R, Woods RP, Houle D. The Measurement of Local Variation in Shape. *Evol Biol* 2012;39:419–39. <https://doi.org/10.1007/s11692-012-9159-6>.

[31] DiMeglio A, Dimeglio A, Canavese F, Charles YP, Charles P. Growth and adolescent idiopathic scoliosis: when and how much? *J Pediatr Orthop* 2011;31:S28–36. <https://doi.org/10.1097/BPO.0-b013e318202c25d>.

[32] Dimeglio A, Canavese F. The growing spine: how spinal deformities influence normal spine and thoracic cage growth. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 2012;21:64–70. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1983-3>.

[33] Klein P, Sommerfeld P. Biomécanique des membres inférieurs: bases et concepts, bassin, membres inférieurs. Elsevier Masson 2008.

[34] Schlösser TPC, Janssen MMA, Vrtovec T, Pernus˘ F, O˘ ner FC, ViergeverMA, et al. Evolution of the ischio-iliac lordosis during natural growth and its relation with the pelvic incidence. *Eur Spine J* 2014;23:1433–41. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3358-z>.

[35] Abola MV, Teplensky JR, Cooperman DR, Bauer JM, Liu RW. Pelvic Incidence Is Associated With Sacral Curvature, Sacroiliac Joint Angulation, And Sacral Ala Width. *Spine* 2018. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002679>.

- [36] Mac-Thiong JM, Wang Z, de Guise JA, Labelle H. Postural model of sagittal spino-pelvic alignment and its relevance for lumbosacral developmental spondylolisthesis. *Spine Phila Pa* 1976 2008;33:2316–25. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318186b236>.
- [37] Postacchini R, Trasimeni G, Ripani F, Sessa P, Perotti S, Postacchini F. Morphometric anatomical and CT study of the human adult sacroiliac region. *Surg Radiol Anat SRA* 2017;39:85–94. <https://doi.org/10.1007/s00276-016-1703-0>.

Tables

Table A.1 Normal value in different growth categories (0 to 4 y/o, 4 to 10 y/o and 10 to 18 y/o), in adults and in the whole population.

Growth phases	1	2	3	Total	p	Female (gr. 1, 2, and 3)	Male (gr 1, 2, and 3)	Adults	p
Gender (Female)	17(9)	16(7)	16(8)	49(24)		24	25	20(9)	
Age (y)	1.9±1	6.9±1.7	13.7±1.8	7.4±5.1		7.5±5.4	7.2±4.9	27.3±5.6	
Weight (kg)	10.9±2.4	24.6±7.4	47.8±6.3	27.4±16.4		28.4±17. 2	26.5±15.9	63.7±12.1	
Size (cm)	81.5±10.3	118.7±10.9	156.9±7.6	118.3±32.7		118.5±3 4.1	118.1±31. 9	170.8±11. 6	
BMI (kg/m ²)	16.3±1.4	17.2±2.4	19.4±1.7	17.6±2.2		17.7±2.5	17.2±1.9	21.7±2.1	
BSA (m ²)	0.5±0.1	0.9±0.2	1.4±0.1	0.9±0.4		1±0.4	0.9±0.4	1.7±0.2	
Total Sacrum SA (°)	31.5±8.7	35.3±7.6	40.5±11	35.7±9.7	.22	35.9±10	35.5±9.7	34.6±9.4	.61
Synovial Sacrum SA (°)	32.4±9.5	38.2±12.1	53±8.5	41±13.2	<.001 ***	40.9±14. 7	41.1±11.9	48.5±8	.035*
Total Iliac SA (°)	42.9±7.2	42.6±7.5	40.4±6	42±6.9	.036*	42.1±5.7	41.9±7.9	37.5±11.2	.044*
Synovial Iliac SA (°)	46.2±10.5	48±12.1	51.3±8.6	48.5±10.5	.57	47.7±9.9	49.2±11.2	48±12.6	.78
Pelvic Incidence (°)	48.3±7.9	50.8±12.6	49.6±7.6	49.5±9.5	.027*	49.0±8.5	50.1±10.4	40±13	.002**

Significativity: *: p<.05, **:p<.005, ***:p<.001

Table A.2 Shape analysis of the SIJ including area: widths and spline analysis.

Growth phases	1	2	3	Total	p	Adults	p
Gender (Female)	17(9)	16(7)	16(8)	49(24)		20(9)	
Age (y)	1.9±1	6.9±1.7	13.7±1.8	7.4±5.1		27.3±5.6	
Total sacrum SA area (cm ²)	2.19±0.78	5.59±1.16	9.26±2.37	5.7±3.22	<.001***	9.86±3.5	.003**
Synovial sacrum SA area (cm ²)	1.36±0.67	3.63±0.85	5.9±1.66	3.64±2.14	<.001***	6.69±2	.009**
Synovial/total sacrum ratio	0.7±0.06	0.71±0.06	0.7±0.04	0.71±0.05	.048*	0.66±0.1	.061
Total iliac area (cm ²)	2.43±0.85	5.8±1.84	9.47±2.28	5.9±3.32	<.001***	9.17±3.85	<.001***
Synovial iliac area (cm ²)	1.72±0.66	4.02±0.95	6.6±1.64	4.13±2.26	<.001***	6±2.27	<.001***
Synovial/total iliac ratio	0.6±0.16	0.65±0.07	0.64±0.06	0.63±0.11	.006**	0.7±0.05	.011*
Sacrum long width (mm)	25.7±8.2	42.1±8.1	55.4±6.8	41.3±14	<.001***	50.8±11.6	.011*
Sacrum cumulative width (mm)	61.4±18	103.5±26.8	147.8±27.1	104.9±41.8	<.001***	117.8±37.6	.24
Sacrum average width (mm)	14.5±3.2	23.8±14.5	34.8±17.2	24.6±15.2	<.001***	45±13.8	<.001***
Iliac long width (mm)	20.3±3.1	34.6±6.6	49.4±5.4	34.8±12.8	<.001***	47.2±10.3	<.001***
Iliac cumulative width (mm)	70.9±15.2	104.8±25.2	152.7±24.4	109±39.8	<.001***	125.1±35.9	.13
Iliac average width (mm)	13.9±4.1	22.2±10.1	36±17.1	24.2±14.5	<.001***	42.8±10.5	<.001***

Significativity: *p<.05, **p<.005, ***p<.001.

Table A.3 Pearson correlations between SIJ characteristics and age or PI.

	Correlations with age	Correlations with PI
	r (p)	r (p)
Total sacrum SA (°)	0.01 (.6)	0.22 (.04)*
Synovial sacrum SA (°)	0.47 (<.001) ***	0.21 (.4)
Total iliac SA (°)	0.24 (.03)*	0.35 (.002)**
Synovial iliac SA (°)	0.35 (.63)	0.44 (<.001) ***
Total sacrum SA area (mm ²)	0.72 (<.001) ***	0.22 (.11)
Synovial sacrum SA area (mm ²)	0.75 (<.001) ***	0.21 (.046)*
Total iliac SA area (mm ²)	0.63 (<.001) ***	0.15 (.36)
Synovial iliac SA area (mm ²)	0.61 (<.001) ***	0.15 (.34)
Sacrum long width (mm)	0.61 (<.001) ***	0.1 (.35)
Sacrum cumulative width (mm)	0.46 (<.001) ***	0.14 (.88)
Sacrum average width (mm)	0.61 (<.001) ***	0.29 (.01)*
Iliac long width (mm)	0.7 (<.001) ***	0.23 (.44)
Iliac cumulative width (mm)	0.53 (<.001) ***	0.14 (.85)
Iliac average width (mm)	0.64 (<.001) ***	0.75 (.058)

Significativity: *p<.05, **p<.005, ***p<.001.

Figures

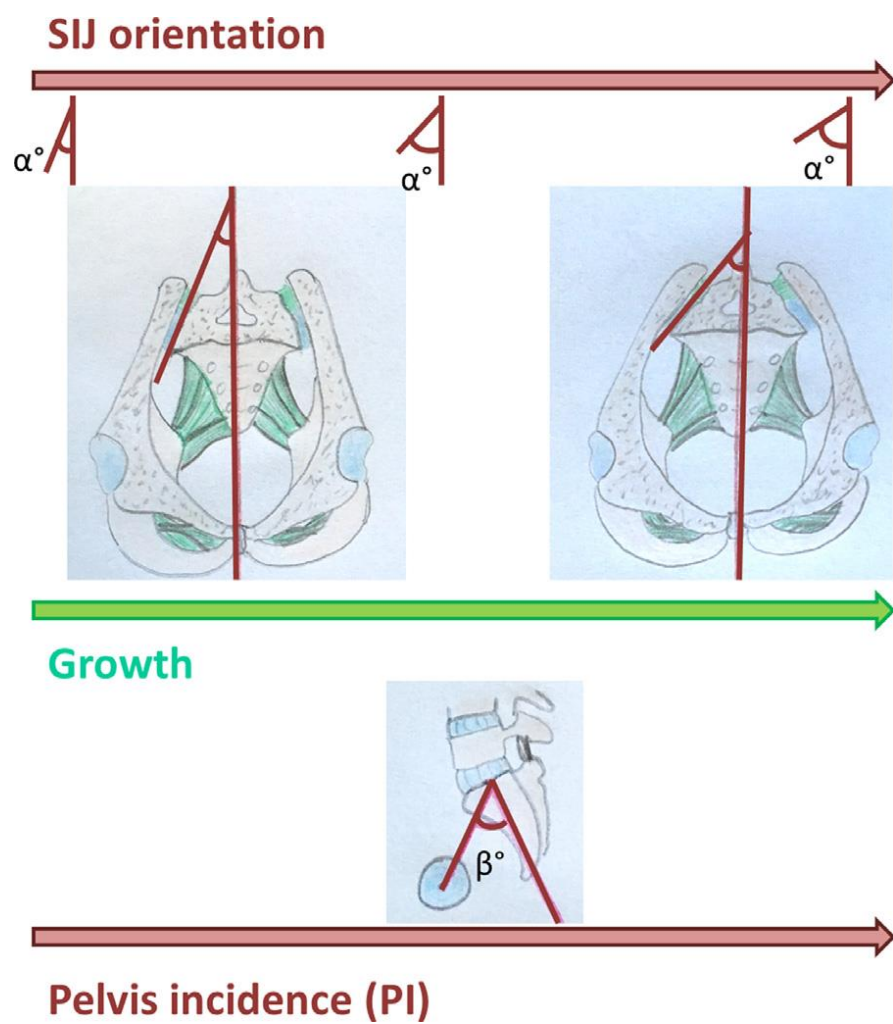


Figure A.1 Illustration of the hypothesis: orientation of the SIJ is changing during growth and is correlated to the pelvic incidence's evolution.

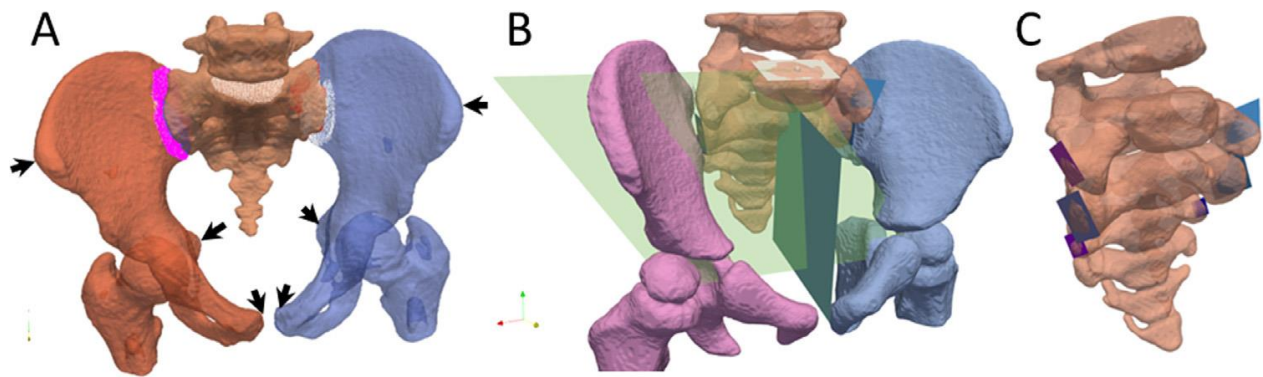


Figure A.2 Sacroiliac joint angular analysis: (Left) SIJ selections; (Middle) central plane in dark gray (based on landmarks on sacroiliac crests, pubis, and ischium), sacrum plate fitted plane in light gray and pelvic incidence plane in transparent light green (based on midpoint of sacrum plate and centers of femoral heads); (Right) fitted plane on sacral SIJ on a young subject (2.4 y/o, girl).

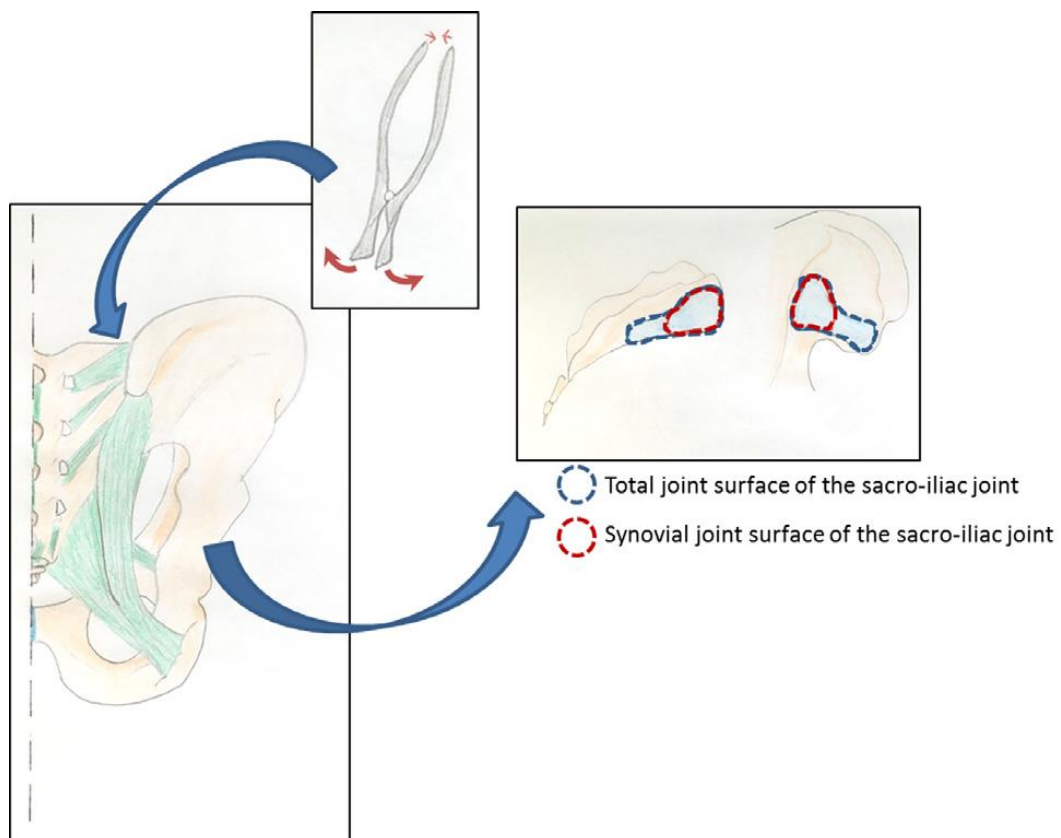


Figure A.3 Illustration of the different joint surfaces of the SIJ analyzed in our study.

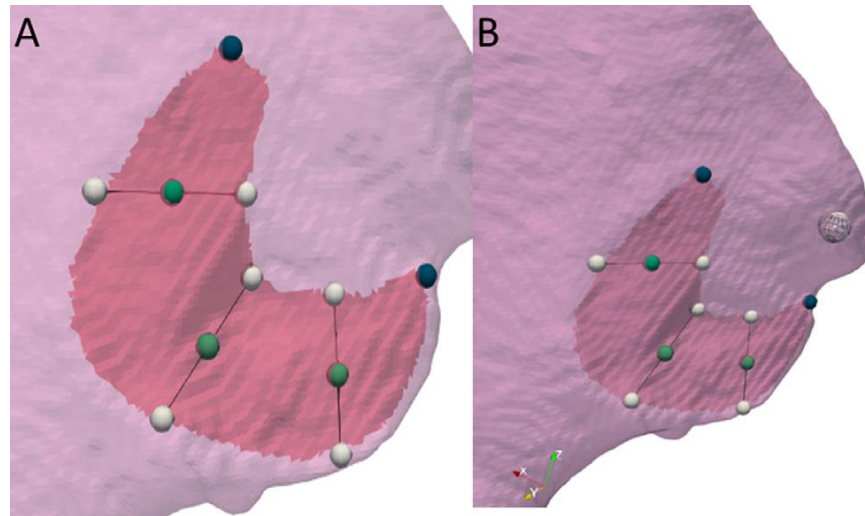


Figure A.4 Morphologic analysis of the SIJ: (Left) widths defined on each sacral and iliac SIJ, (Right) landmarks definition.

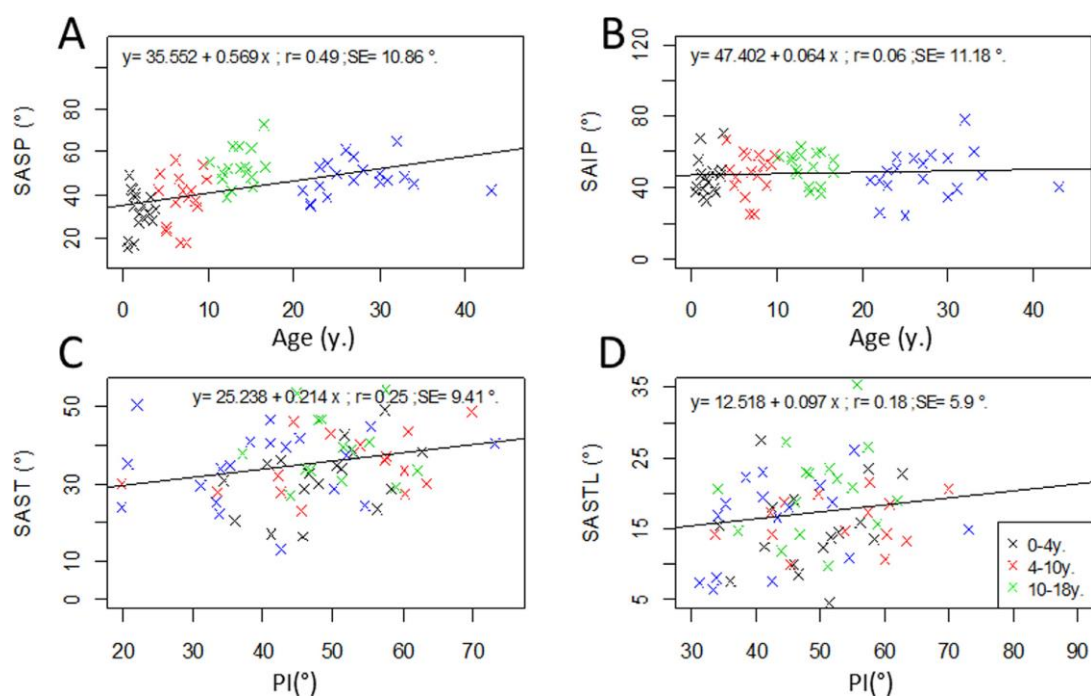


Figure A.5 Sacroiliac joint correlations with age and pelvis incidence (PI) according with age groups. A) Synovial Sacrum surface angle (SASP) correlation with age. B) Synovial Iliac surface angle (SAIP) correlation with age. C) Total sacrum surface angle (SAST) correlation with PI and D) Left total sacrum surface angle (SASTL) correlation with PI.

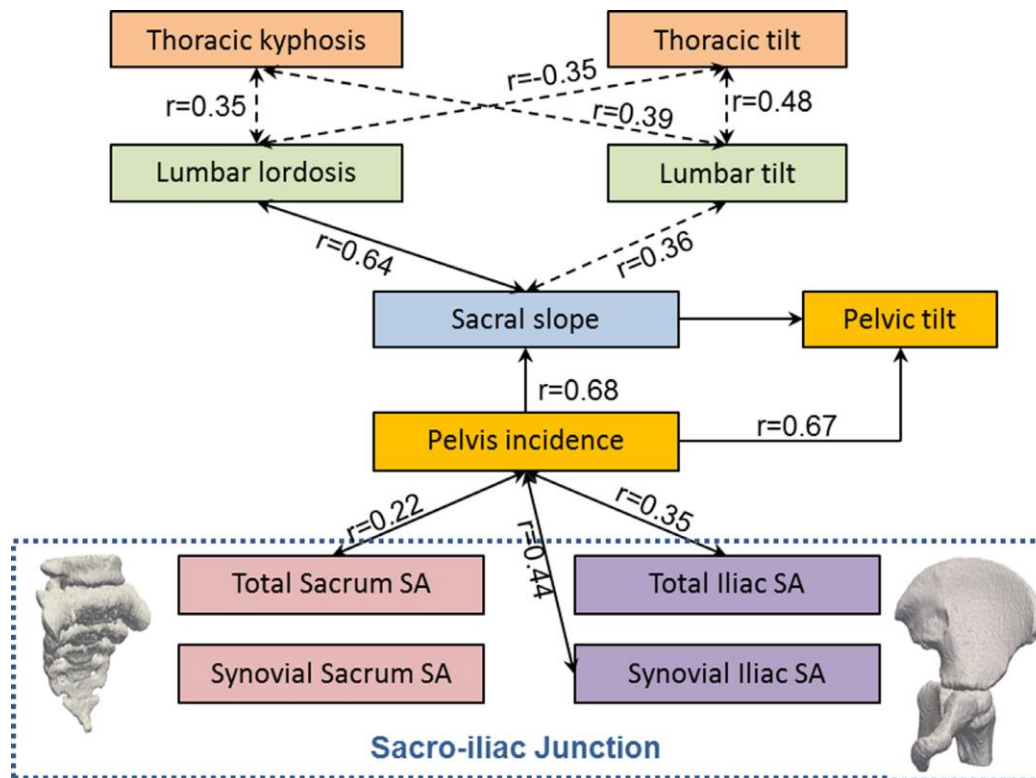


Figure A.6 Schematic relationship between spine parameters according to [36] and with the SIJ addition.