UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE DISPOSITIFS D'ARTHRODÈSE DE LA JONCTION SACRO-ILIAQUE

CLAIRE BRUNA-ROSSO

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE MÉCANIQUE)

OCTOBRE 2014

© Claire Bruna-Rosso, 2014.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE DISPOSITIFS D'ARTHRODÈSE DE LA JONCTION SACRO-ILIAQUE

présenté par : BRUNA-ROSSO Claire

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

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

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D, président

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

M. WAGNAC Éric, Ph.D, membre

DÉDICACE

« La clef de toutes les sciences est sans contredit le point d'interrogation ;

nous devons la plupart des grandes découvertes au comment ?

Et la sagesse dans la vie consiste peut-être à se demander, à tout propos, pourquoi ? »

Honoré de Balzac

REMERCIEMENTS

En premier lieu, j'aimerai remercier mon directeur de recherche, le Docteur Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal. Je voudrais le remercier pour m'avoir accordé sa confiance en me confiant ce projet et permis d'évoluer au sein de son équipe. Son expérience et son dévouement m'ont beaucoup appris tout au long de ma maîtrise.

Je tiens aussi à remercier le Docteur Pierre-Jean Arnoux pour m'avoir accueillie au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliquée durant 4 mois et ainsi permis de pouvoir réaliser le volet expérimental de ma maîtrise. Je tiens aussi le remercier pour son intérêt et ses conseils tout au long de mon projet.

Un grand merci également à Rohan Bianco pour sa générosité, sa disponibilité et ses précieux conseils tant du point de vue de la modélisation que lors de mes essais expérimentaux. Sa contribution a été très grandement appréciée.

Je désire également remercier Yves Godio-Raboutet, ingénieur au LBA pour ses nombreux conseils et sa disponibilité lors de mon stage.

Je souhaiterais également remercier le Docteur John Coleman, de la compagnie Medtronic, pour l'intérêt qu'il a témoigné à l'égard de mon projet, ainsi que ses nombreux conseils.

Un grand merci à tous mes collègues et membres des laboratoires de Montréal et Marseille qui m'ont accompagnée durant mon projet de maîtrise. J'ai déjà cité Rohan Bianco, mais je voudrais également nommer Franck Le Navéaux pour son intérêt et ses questions toujours pertinentes. Je tiens également à remercier de manière générale tous les membres des laboratoires avec qui j'ai pu passer des moments très agréables et qui ont su m'aider à garder ma motivation tout au long de mon projet : Juan Henao, Laure Boyer, Rany Pea, Vivianne Lalande et tous les autres qui n'ont pas été nommés.

Je remercie également le professeur L'Hocine Yahia du département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, et le professeur Éric Wagnac du département de génie mécanique de l'École de Technologie Supérieure de Montréal pour avoir accepté de faire partie de mon jury et d'évaluer mon mémoire.

Ce projet a été financé par le Conseil de recherche en sciences naturelles et génie du Canada (Chaire de recherche industrielle avec Medtronic du Canada), ainsi que par le programme « Investissement d'Avenir » de l'agence nationale de la recherche du gouvernent français lors de mon stage à Marseille. J'en suis très reconnaissante.

Je tiens finalement à remercier du fond du cœur mes parents, ma famille, et mes amis pour leur support et leur affection indéfectibles et indispensables au cours de mes deux années à Montréal.

RÉSUMÉ

Les douleurs au dos sont un problème de santé publique majeur. En effet, c'est la deuxième cause la plus fréquente de consultation d'un médecin. La jonction sacro-iliaque est reconnue comme étant une des sources de ces douleurs dans 10 à 30% des cas. Les pathologies qui en sont responsables sont principalement dégénératives (sacro-ilites).

Après échec de méthodes plus conservatives (physiothérapie, dénervation, infiltration), l'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque est le dernier recours de traitement pour les patients souffrant de telles pathologies. Cette procédure vise à réduire les déplacements intra-articulaires pour permettre à l'os de se former entre les deux facettes de l'articulation afin de la rigidifier entièrement. Plus ces déplacements sont faibles, meilleure et plus rapide sera l'arthrodèse. Traditionnellement, cette chirurgie était pratiquée de manière ouverte, et donc invasive, ce qui rendait peu de patients éligibles à une telle procédure. Cependant, depuis une dizaine d'années, de nouveaux types de dispositifs d'arthrodèse sont apparus. Ils sont canulés afin de permettre une chirurgie percutanée, beaucoup moins invasive, ce qui tend à la rendre plus accessible. Leur surface et leur forme ont également été conçues pour favoriser la croissance osseuse et l'ostéointégration du dispositif.

La jonction sacro-iliaque est une articulation complexe, comportant à la fois des caractéristiques d'une diarthrose (présence de cartilage hyalin) dans sa partie proximale et d'une synarthrose (présence de fibrocartilage) dans sa partie distale. Ses déplacements sont très limités, quelques millimètres en translation et quelques degrés en rotation, ce qui les rend difficiles à caractériser et mesurer. Ceci est accentué par sa position profonde qui complique son accès et son observation, même avec les techniques d'imagerie les plus récentes. Elle assure la transmission des forces entre la partie supérieure du corps et les membres inférieurs, et supporte donc des efforts importants. En cas de dysfonctionnement de la jonction sacro-iliaque (JSI), ses mouvements se révèlent particulièrement douloureux, ce qui nécessite finalement la fusion de l'articulation.

Peu d'études biomécaniques sont à la disposition des chirurgiens pour juger de l'action et de l'efficacité des implants à fusionner l'articulation. À court et moyen termes, l'os n'ayant pas encore pu se développer entre les surfaces condylaires, la réduction du déplacement est entièrement assurée par l'implant, dont les effets sont encore méconnus. Il n'y a à ce jour pas d'outils et d'études disponibles évaluant l'effet des dispositifs et de la stratégie chirurgicale sur le comportement

biomécanique de la jonction sacro-iliaque, en particulier leur capacité à réduire les déplacements intra-articulaires.

L'objectif du projet est donc de développer un modèle par élément finis (MÉF) du pelvis et de l'exploiter afin d'évaluer l'effet de l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque sur les déplacements intra articulaires. L'hypothèse testée est que l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque permet de réduire les déplacements intra-articulaires d'au moins 50%, et que les paramètres de la chirurgie ont une influence significative (>10%) sur la capacité d'une configuration d'implant à stabiliser l'articulation.

Ce modèle est constitué du sacrum et des deux os iliaques reconstruits à partir des tranches CT-scan d'un homme sain du 50e percentile. Les os sont divisés en deux parties : une partie centrale d'os trabéculaire entourée d'une couche d'os cortical d'épaisseur variable. Le modèle comprend également les principaux ligaments du pelvis qui ont été reconstruits à partir de figures anatomiques. Une attention particulière a été apportée à la modélisation de la jonction sacro-iliaque. Des éléments triangulaires et tétraédriques de faibles longueurs caractéristiques (0,4 à 3mm) ont été utilisés afin de pouvoir représenter fidèlement la géométrie complexe du pelvis. Le modèle comporte au total environ 90,000 éléments et 420,000 nœuds. Les actions musculaires ont été négligées.

Le modèle a ensuite été adapté pour correspondre aux conditions de la présente étude. Des tests sur spécimens cadavériques ont été effectués pour collecter des données expérimentales nécessaires pour le calibrage des propriétés mécaniques dans des cas de chargement physiologiques quasi statiques, et pour la validation du modèle. Deux pelvis ont donc été prélevés puis ont subi trois séries de tests, la première sans instrumentation, qui a servi au calibrage des propriétés mécaniques du modèle, la deuxième avec une instrumentation à une vis et la troisième avec une instrumentation à deux vis qui ont servi à sa validation.

Le MÉF a ensuite été mis en œuvre de manière à reproduire les conditions expérimentales. A partir de la première série de mesures obtenues expérimentalement, les propriétés matériaux des ligaments ont été calibrées par méthode inverse. Une méthode itérative par dichotomie a été utilisée pour ajuster le module d'Young des ligaments pour que le déplacement du centre du plateau sacré corresponde à celui mesuré lors des tests expérimentaux. La valeur de 40MPa obtenue après 6 cycles de dichotomie a été implémentée dans le modèle et utilisée pour toutes les simulations

subséquentes. Les simulations avec instrumentation ont ensuite été confrontées aux deux autres séries de données expérimentales pour l'évaluation du modèle.

Le modèle non instrumenté est capable de reproduire les mouvements physiologiques du pelvis, notamment le mouvement de nutation du sacrum, tels qu'ils sont reportés dans la littérature. Après ajout du dispositif d'arthrodèse, le mouvement du sacrum est en partie bloqué ce qui engendre une diminution du déplacement de S1 mesuré. La différence entre la réduction du déplacement du plateau sacré simulée et expérimentale est inférieure à 3%. Le modèle a donc été considéré comme adapté à la présente étude.

Six configurations d'instrumentation recommandées par le fabricant (Medtronic) ont ensuite été testées afin de caractériser l'action biomécanique des implants et l'influence de paramètres de la chirurgie. Les six scénarios simulés diffèrent entre eux de par l'orientation de la vis, son point d'insertion, et la présence ou non d'une deuxième vis. Les conditions aux limites reproduisent celles utilisées expérimentalement, c'est-à-dire la partie inférieure des os iliaques fixée, et un chargement appliqué verticalement au centre du plateau sacré de manière quasi-statique grâce à l'utilisation d'un schéma de relaxation cinétique. Trois niveaux d'effort ont été utilisés : 600, 800 et 1000N.

La réduction du déplacement local de la JSI entre la référence non instrumentée et les six scénarios d'instrumentation a été calculée en rotation et en translation ce qui a permis d'évaluer l'effet de l'ajout des dispositifs sur la biomécanique de la jonction sacro-iliaque, mais également l'influence des paramètres d'instrumentation que l'on a fait varier.

L'ajout des vis permet de réduire les déplacements intra articulaires en translation de 13.9 à 57.7%, et les déplacements en rotation de 18.9 à 48.9% suivant le scénario d'instrumentation et l'amplitude du chargement. Les déplacements locaux en translation sont 32% plus faibles lorsqu'un implant est placé au point d'insertion proximal par rapport à une instrumentation avec un implant distal. L'ajout d'une deuxième vis n'impacte pas de manière significative les déplacements intra-articulaires. Dans le cas d'instrumentation à une seule vis, l'orientation a une influence négligeable, mais à deux vis, une orientation médiale permet de réduire de 10% supplémentaires les translations locales par rapport à une orientation oblique.

L'analyse des résultats a permis de mettre en évidence que le paramètre le plus influent sur la capacité d'une instrumentation à réaliser une arthrodèse est le point d'insertion de la vis. Ceci

peut s'expliquer biomécaniquement par le fait que le sacrum a un mouvement physiologique principalement de rotation dans le plan sagittal. Pour réduire ce mouvement, il est donc nécessaire de placer la vis le plus loin possible de son centre instantané de rotation. L'orientation de la vis est quant à elle très peu influente sur la réduction des déplacements. Pour les simulations avec deux vis, la vis la plus éloignée du centre instantané de rotation du sacrum reprend l'essentiel des efforts, avec peu de différence par rapport à une instrumentation à une vis.

L'instrumentation de la jonction sacro-iliaque permet de réduire de plus de moitié les déplacements intra-articulaires (jusqu'à 55 %), mais uniquement dans le cas où une vis a été positionnée au point d'insertion proximal. La première partie de l'hypothèse testée dans le cadre de cette étude n'est donc qu'en partie vérifiée. Parmi les trois paramètres testés, seul le point d'insertion possède une influence significative, ce qui confirme partiellement la deuxième partie de l'hypothèse de recherche.

Il y a des limites à considérer pour cette étude. Premièrement, les tests expérimentaux n'ont porté que sur deux spécimens relativement âgés. Un échantillon plus large permettrait un calibrage et une validation du MEF plus fins et rigoureux. Deuxièmement, les montages n'ont été testés que pour un chargement vertical appliqué au centre du plateau sacré. Tester les dispositifs de fusion sur une plus grande variété de cas de chargement, tels que des chargements de torsion ou de flexion, permettrait une meilleure compréhension et évaluation de leurs effets biomécaniques. Il serait également intéressant de tester un plus grand nombre de scénarios d'instrumentation en faisant varier des paramètres spécifiques au patient tels que la qualité osseuse ou l'épaisseur de l'os cortical. Simuler une plus grande variété de trajectoires permettra éventuellement une analyse statistique capable de quantifier l'effet des paramètres de l'instrumentation sur la réduction des déplacements au sein de la jonction sacro-iliaque. Enfin, l'insertion de la vis et l'interface vis/os ont été idéalisées. La modélisation n'a pas tenu compte des éventuels endommagements (fissures, micro-fractures) qui peuvent être provoqués lors de l'insertion du dispositif. Un raffinement du modèle pour les y inclure pourrait fournir des résultats plus précis et réalistes, ainsi qu'une meilleure description des phénomènes locaux qui pourraient influencer la qualité d'une arthrodèse.

Cette étude a permis de mettre au point un premier outil d'évaluation de dispositifs de fusion de la jonction sacro-iliaque. On a donc pu tester différents scénarios de chirurgie et évaluer biomécaniquement les effets des vis sur le comportement de l'articulation et d'estimer leur influence

sur la réalisation d'une arthrodèse. Cependant, le nombre de configurations testées est restreint et seuls des cas de chargement de compression ont été simulés. Les conclusions que nous pouvons tirer de la présente étude sont donc limitées, mais elle pourrait être poursuivie de manière à obtenir un échantillon de données plus important. Cela permettrait finalement d'émettre des recommandations pour améliorer à la fois le design des dispositifs de fusion, mais également la technique d’instrumentation de la jonction sacro-iliaque.

ABSTRACT

Low back pain (LBP) is a major public health concern. Indeed, it is the second most frequent reason patients consult a physician. The sacroiliac joint (SIJ) is a known pain generator, affecting 10 to 30% of patients suffering chronic LBP, with pathologies such as degenerative sacroiliitis or sacroiliac joint disruption. After conservative treatment (physiotherapy, denervation, injections) failure, SIJ arthrodesis is the last resort. The main objective of this procedure is to reduce the intra-articular displacements in order to allow bone ingrowth between the two condylar surfaces and, eventually, fuse the articulation. The lower those displacements are, the better the arthrodesis is. Traditionally, this surgery was performed using an open procedure which was invasive and for which few patients were eligible. The last decade has seen the advent of new kinds of SIJ fusion devices. As they are cannulated, they allow percutaneous minimally invasive surgeries accessible to a larger number of patients. Their surface and shape are designed to promote bone ingrowth and thus improve the device osseointegration.

The SIJ is a complex articulation. It has characteristics of both a diarthrosis (hyaline cartilage) in its proximal part and a synarthrosis (fibrocartilage) in its distal part. SIJ displacements are small (a few millimeters in translation and a few degrees in rotation) which render their measurement and characterization problematic. The SIJ deep location makes it even harder by complicating its access and observation despite the most recent imaging techniques. The sacroiliac joint transmits upper body weight to the lower limbs and thus endures heavy loads. In case of disruptions, SIJ motions are painful and ultimately require an arthrodesis.

Currently, surgeons rely on few biomechanical studies to assess the device ability to perform an arthrodesis. At short and mid-terms, the implants alone ensure the SIJ stabilization since the bone growth cannot actually fuse the articulation yet. However the biomechanics of the instrumentation is quite unknown and the published data is sparse.

The objective of this project was to assess the SIJ instrumentation effects on the intra-articular displacements using a comprehensive finite element model (FEM) of the pelvis.

The tested hypothesis is that the SIJ instrumentation is able to reduce by more than 50% the articular motions and that the instrumentation parameters have a significant (>10%) influence on one configuration ability to reduce the SIJ displacements.

The FEM includes the sacrum and the two iliac bones which were reconstructed from a healthy 50th percentile male. They were separated into two parts: a trabecular core surrounded by a cortical layer with region-specific thicknesses. The model also includes the major pelvic ligaments which were reconstructed from anatomic descriptions. Special care was given to the SIJ modelling. Triangle and tetrahedral elements with small characteristic lengths (0.4 to 3 mm) were used in order to conform to the complex pelvic geometry. The model includes over 90,000 nodes and 420,000 elements. Muscle actions were neglected.

Cadaveric tests were performed to acquire pelvis load-displacement behavior data in physiological conditions. Two specimen were dissected and three series of tests were performed. The first one, without instrumentation, provided data for the model calibration. The second and the third with respectively one and two screws provided data for the model evaluation.

The experimental conditions were simulated using the FEM. The ligament mechanical properties were calibrated using an inverse method with the data obtained from the first set of experimental tests. An iterative bisection method was used to adjust the ligament Young modulus in order to match the simulated S1 endplate displacement with the experimental one. Six cycles of bisection gave a 40 MPa Young Modulus which was adopted for the remaining simulations. The simulations including the instrumentation were confronted to the two other series of experimental tests for the model evaluation.

The non-instrumented model was able to reproduce the physiologic pelvic motion, such as the sacral rotation (nutation) observed experimentally and in agreement with the literature. After instrumentation, the sacral rotation was partly blocked. The measured S1 endplate displacement was thus reduced. The difference between the simulated vs. the experimental S1 endplate displacement reduction was below 3%. The model was considered suitable for the present study.

Six instrumentation configurations recommended by the manufacturer (Medtronic) were then computationally tested in order to characterize the implant biomechanical effects and the influence of the surgery parameters. The parameters that were tested were the screw orientation (medial or oblique), insertion point (proximal or distal) and the number of screws (one or two). The boundary conditions were set in order to mimic the experimental ones, i.e. the bottom part of the iliac bones fixed and a vertical load applied on the S1 endplate. To simulate a quasi-static situation, a kinetic relaxation scheme was used. Three loading levels were applied: 600, 800 and 1000N.

The local SIJ displacement reduction between the uninstrumented and the six simulated configurations was computed in translation and rotation. It allows to assess the implant biomechanical effects on the SIJ and the instrumentation parameters influence.

Instrumentation with SIJ fusion device reduced the intra articular displacements in translation from 13.9 to 57.7%, and the local rotation from 18.9 to 48.9% depending on the configuration and the loading level. The screw insertion point was found to have a dominant effect on the reduction of the displacement. The screw located farther from the instantaneous rotation center was found to lower the rotation motion of the sacrum with respect to the ilium more efficiently. The screw orientation did not prove to be influential. Adding a second screw near the center of rotation did not improve the SIJ stabilization.

SIJ instrumentation thus allowed to reduce by more than 50% the intra articular displacements, but only in the case where one implant was positioned at the proximal insertion point. Among the three tested parameters, the insertion point was the only one that has a significant influence. Therefore, the research hypotheses are partially confirmed.

Several limitations are to be considered in the current study. First, the experimental tests were performed on only two rather old specimens. More tests would allow better and more accurate FEM calibration and validation. Then, the screws were tested only in the case of a vertical load applied to the S1 endplate. Testing the SIJ fusion devices using different loading cases (bending, torsion…) would allow for a better understanding and characterization of their biomechanical effects. Simulating more instrumentation scenarios and testing various patient-specific parameters such as the bone quality or the cortical bone thickness would also be relevant for the same reasons. Assessing a larger sample of screw trajectories would also allow to perform a statistical analysis and eventually quantify and predict the effects of the instrumentation parameters on the SIJ displacements reduction using a statistical model. Finally, the device insertion and the bone/screw interface were idealized. Potential damages (cracking, micro-fractures…) which might be provoked by the insertion of the screw were not modelled. Including them in a refined version of the model would allow to give more precise and more realistic results as well as a better description of the local phenomena which might influence the quality of an instrumentation.

This study was a first attempt to build a tool to assess SIJ fusion devices. It allowed to document the currently rather poorly-known biomechanics of the SIJ instrumentation. Pursuing the

study will eventually allow to give surgeons recommendations for their decision-making when planning a SIJ arthrodesis procedure.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE III

REMERCIEMENTS IV

RÉSUMÉ VI

ABSTRACT XI

TABLE DES MATIÈRES XV

LISTE DES TABLEAUX XVII

LISTE DES FIGURES XVIII

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XX

LISTE DES ANNEXES XXI

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES 3

1.1 Anatomie générale du pelvis 3

1.1.1 Les os du pelvis 3

1.1.2 L'articulation sacro-iliaque 5

1.2 Biomécanique de la jonction sacro-iliaque 10

1.3 Pathologies non traumatiques de la jonction sacro-iliaque 14

1.3.1 Prévalence 14

1.3.2 Types de pathologies et étiologie 15

1.3.3 Traitements 15

1.4 Modélisation par éléments finis du pelvis 21

CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS 24

CHAPITRE 3 ARTICLE 1 : FINITE ELEMENT ANALYSIS OF SACROILIAC JOINT FIXATION 26

3.1 Présentation de l'article 26

3.2 Article 1 : Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation 27

3.2.1 Abstract 29

3.2.2 Introduction 30

3.2.3 Methods 31

3.2.4 Results 38

3.2.5 Discussion 42

3.2.6 Conclusion 44

3.2.7 References 44

CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE 47

CHAPITRE 5 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS 53

BIBLIOGRAPHIE 56

ANNEXES 67

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Déplacements principaux moyens et raideurs de la jonction sacro-iliaque (J. A. Miller et al., 1987) 12

Tableau 2 : Rigidité des principaux ligaments du pelvis (Zheng, Watson, & Yong-Hing, 1997) . 13

Tableau 3 : Raideurs de la jonction sacro-iliaque (Zheng, 1995) 14

Tableau 4 : Modèles par éléments finis du pelvis (Lig : ligament, Cart : cartilage; cf. liste des abréviations en page xx) 21

Table 5 : Material properties used in the FEM 33

Table 6 : Comparison of experimentally measured and simulated S1 endplate displacement reduction due to the screws. 38

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Os du pelvis. Adapté de Gray, H., 1918 4

Figure 2 : Mécanisme « en coin » de l'anneau pelvien 4

Figure 3 : Position physiologique du pelvis 5

Figure 4 : Surface auriculaire du sacrum. Adapté de Gray, H., 1918 6

Figure 5 : Surface auriculaire de l'ilium. Adapté de Gray, H., 1918 7

Figure 6 : Ligaments du pelvis – Vue de face. Adapté de Gray, H., 1918 8

Figure 7 : Ligaments du pelvis – Vue de dos. Adapté de Gray, H., 1918 8

Figure 8 : Coupe coronale au niveau de la vertèbre S1. Adapté de Gray, H., 1918 9

Figure 9 : Mouvement de nutation du sacrum 11

Figure 10 : Mouvement de contre-nutation du sacrum 11

Figure 11 : Radiographies pré et post opératoires – Technique par approche antérieure. Adapté de (Ledonio et al., 2014) 17

Figure 12 : Radiographie postéro-antérieure post-opératoire – Approche postérieure. Adapté de (Buchowski et al., 2005) 18

Figure 13 : Radiographies postéro-antérieure et latérale post-opératoires – CMI avec iFuse™. Adapté de (Smith et al., 2013) 19

Figure 14 : Algorithme de diagnostic et traitement des douleurs de la JSI. Adapté de (Zelle et al., 2005) 20

Figure 15 : Model details (ligaments and mesh) 32

Figure 16 : Experimental setup (clamps not represented for clarity) 35

Figure 17 : Screw trajectory parameters 36

Figure 18 : Six simulated configurations 37

Figure 19: Sagittal view of the global displacements (translations in mm) of the simulations at 1000N: a) uninstrumented (reference) and b) instrumented with one screw inserted obliquely at the proximal insertion point. 40

Figure 20 : Local displacements (translations in mm) of 14 points of the SI facet of the sacrum with respect to the iliac bone after a vertical loading of the sacrum of 1000N: a) unistrumented; b) instrumented (configuration 1). The displacement vectors are magnified for clarity. 40

Figure 21 : SIJ local rotations in the sagittal plane and % of reduction with respect to the uninstrumented reference. 41

Figure 22 : average SIJ local displacements (translations) and % of displacement reduction with respect to the uninstrumented reference. 41

Figure 23 : Stresses (MPa) on the left ilium and sacrum trabecular bone (configuration 5, loaded at 800 N). The virtual axis of rotation is located below the figure. 43

Figure 24 : Reconstruction 3D - spécimen instrumenté 1 68

Figure 25 : Reconstruction 3D - spécimen instrumenté 2 69

Figure 26 : Courbes force/déplacement – Pelvis 1 - 600N 70

Figure 27 : Courbes force/déplacement – Pelvis 1 - 800N 70

Figure 28 : Courbes force/déplacement – Pelvis 1 - 1000N 71

Figure 29 : Courbes force/déplacement – Pelvis 2 - 600N 71

Figure 30 : Courbes force/déplacement – Pelvis 2 - 800N 72

Figure 31 : Courbes force/déplacement – Pelvis 2 - 1000N 72

Figure 32 : Variation de l'épaisseur de l'os cortical des os iliaques. L'épaisseur de 0,7mm correspond à la surface articulaire de la jonction sacro-iliaque. 73

Figure 33 : Répartition de l'épaisseur de l'os cortical des os iliaques 73

Figure 34 : Inclusion des vis dans le MÉF 74

Figure 35 : Points de mesure du déplacement sur l'os iliaque 75

Figure 36 : Points de mesure du déplacement sur le sacrum 75

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

MÉF : Modèle par Éléments Finis

CL : Conditions aux Limites

JSI : Jonction Sacro-Iliaque

LDC : Loi De Comportement

LST : Ligament Sacro-Tubéreux

LES : Ligament Sacro-Épineux

LSIA : Ligament Sacro-Iliaque Antérieur

LSIP : Ligament Sacro-Iliaque Postérieur

OT : Os Trabéculaire

OC : Os Cortical

SP : Symphyse Pubienne

CMI : Chirurgie Minimalement Invasive

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1: Compléments sur les tests expérimentaux……..68

Annexe 2 : Modélisation de l'os cortical…….74

Annexe 3 : Modélisation de l'instrumentation……75

Annexe 4 : Points de mesure des déplacements dans la jonction sacro-iliaque……..76

INTRODUCTION

La jonction sacro-iliaque est une source connue de douleurs lombaires chroniques, qui est la deuxième raison de consulter un médecin la plus fréquente (Anderson, Peters, Tuttle, & Weiss, 2005). Elle en est responsable dans 10 à 30% des cas, sous forme de sacro-iliite dégénérative ou de dysfonctionnement de la jonction sacro-iliaque (Cohen, Chen, & Neufeld, 2013). Ceci représente donc un grand nombre de patients.

Les traitements de ces pathologies sont dans un premier temps conservatifs : physiothérapie, dénervation par radiofréquence, ceinture pelvienne, injection de corticoïdes (Vanelderen et al., 2010). Lorsque le patient ne répond à aucun de ces traitements, l'arthrodèse est alors envisagée en dernier recours. Cette opération vise à fusionner le sacrum et l'os iliaque adjacent au niveau de la jonction sacro-iliaque. L'arthrodèse se fait d'autant mieux et rapidement que les os en regard sont immobiles l'un par rapport à l'autre (Stark, Fuentes, Fuentes, & Idemmili, 2011).

Jusqu'au début des années 2000, l'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque était une opération relativement peu pratiquée car la procédure mise en œuvre était ouverte et invasive, et nécessitait une longue convalescence (Stark et al., 2011). Peu de patients y étaient donc éligibles. Cependant, depuis quelques années, de nouveaux dispositifs ainsi que de nouvelles techniques chirurgicales de fusion sont apparus, rendant possible des opérations minimalement invasives par voie percutanée (Wise & Dall, 2008). Cette nouvelle technique permise par l'utilisation de vis ou d'implants canulés allège considérablement l’invasivité de la procédure ainsi que la durée de la convalescence, ce qui permet d'élargir la population de patients éligibles à l'arthrodèse (Ledonio, Polly, & Swiontkowski, 2014). Parmi ces nouveaux dispositifs se trouve le RIALTO™ Sacroiliac Joint Fusion System de Medtronic qui a été sélectionné dans le présent projet.

Cependant la jonction sacro-iliaque est une articulation complexe et relativement méconnue. On retrouve peu de modèles dans la littérature qui décrivent en détail son comportement. La plupart des modèles existants ont été développés en adoptant des simplifications, qu’elles soient géométrique ou du comportement mécanique des tissus, ou bien ils ont été élaborés en vue d’applications éloignées de celle de la présente étude. De plus, de par la nouveauté des dispositifs de fusion percutanés, on ne dispose pas de données ni d'outil d'évaluation de l'efficacité biomécanique de tels dispositifs.

L'objectif du projet de maîtrise est donc de développer un modèle par éléments finis détaillé et d'évaluer avec ce modèle l'effet des dispositifs d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque et des paramètres de l’instrumentation sur la biomécanique de l'articulation. Ceci est fait en vue de l'amélioration des techniques chirurgicales et du design des vis pour l'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque.

Ce mémoire se décompose en cinq chapitres. Le premier est une revue des connaissances qui contient les éléments nécessaires à la compréhension du sujet traité. La deuxième partie est la rationnelle du projet de recherche qui résume la revue des connaissances et ouvre sur la problématique et les objectifs du projet de maîtrise. La partie suivante présente l'analyse biomécanique par éléments finis de dispositifs d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque. Elle contient l'article qui a été rédigé à ce sujet ainsi que les travaux préliminaires de développement et de validation du MÉF. Le quatrième et dernier chapitre est une discussion générale sur le modèle par éléments finis développé pour l'étude qui est ensuite complétée par une conclusion succincte ainsi que des recommandations pour de futurs travaux.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

Ce premier chapitre est décomposé en quatre parties. La première décrit l'anatomie générale du pelvis. La suivante explique la biomécanique de la jonction sacro-iliaque. La troisième partie recense les pathologies non traumatiques de l'articulation et les moyens utilisés actuellement pour leur prise en charge. Enfin la quatrième partie traitera des modélisations par éléments finis du pelvis antérieures au présent projet de maîtrise.

1.1 Anatomie générale du pelvis

Cette partie présente un aperçu de l'anatomie des os et des ligaments du bassin, avec une attention particulière apportée à la jonction sacro-iliaque. Ceci constitue la base de la géométrie qui a ensuite été implémentée dans le MÉF. Sauf mention spécifique, les informations sont issues de deux chapitres du ***Gray's Anatomy of the Human Body*** (Gray & Lewis, 1918a, 1918b) et d'un chapitre de ***Physiologie Articulaire*** vol.3 (Kapandji, 2007).

1.1.1 Les os du pelvis

Le pelvis est constitué de quatre os : les deux os iliaques, le sacrum et le coccyx (Figure 1). Ils forment un anneau osseux qui repose sur les deux fémurs au niveau des acétabulums et qui supporte la colonne vertébrale mobile. Il constitue l'interface, et permet donc la transmission des efforts entre la partie supérieure du corps et la partie inférieure. Le bassin est soumis à des efforts importants qui sont supportés grâce à une organisation des os en "coin" (Figure 2) ce qui constitue une structure intrinsèquement très stable (Cusi, 2010). En effet, le sacrum et les os iliaques constituent un mécanisme autobloquant, c'est-à-dire que plus le poids qui s'applique sur le sacrum est important, plus il est maintenu entre les deux os iliaques.

Ces os sont reliés entre eux par quatre articulations : deux articulations sacro-iliaques, la symphyse pubienne qui rejoint les deux os iliaques, et l'articulation sacro-coccygienne.

Étant donné le rôle biomécanique limité du coccyx (Woon & Stringer, 2012), celui-ci ne sera pas considéré dans le reste de l'étude.

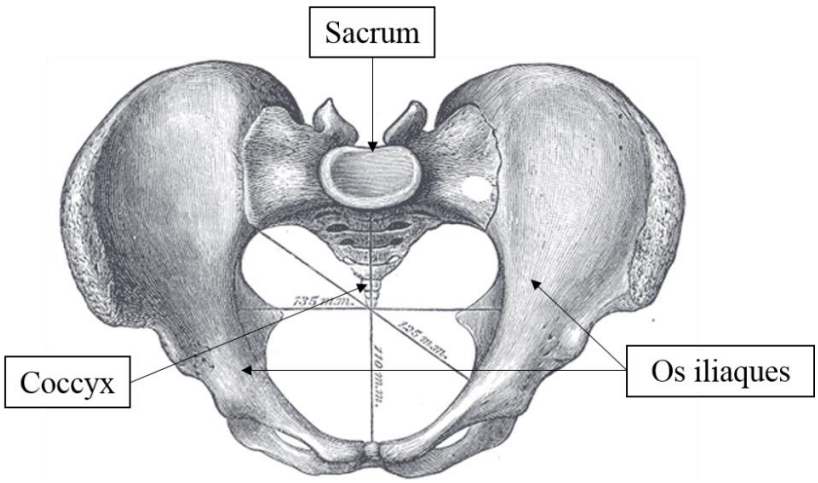

Figure 1 : Os du pelvis. Adapté de Gray, H., 1918

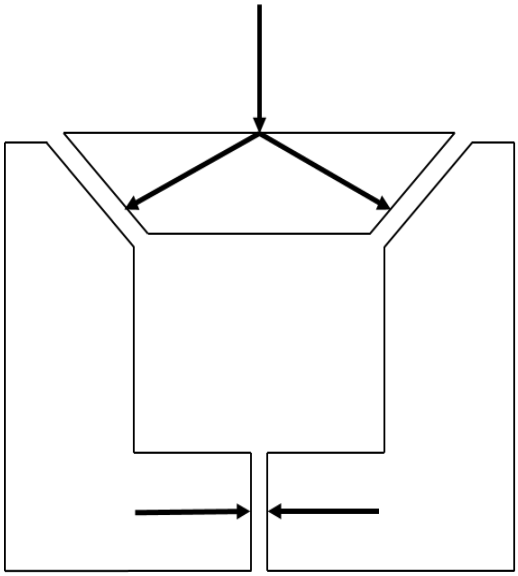

Figure 2 : Mécanisme « en coin » de l'anneau pelvien

En position debout, le pelvis est incliné par rapport au tronc. La position physiologique est telle que les crêtes iliaques et la symphyse pubienne se trouvent dans le même plan vertical. Cela correspond à une incidence pelvienne d'environ 53°. Cette position est illustrée sur la Figure 3.

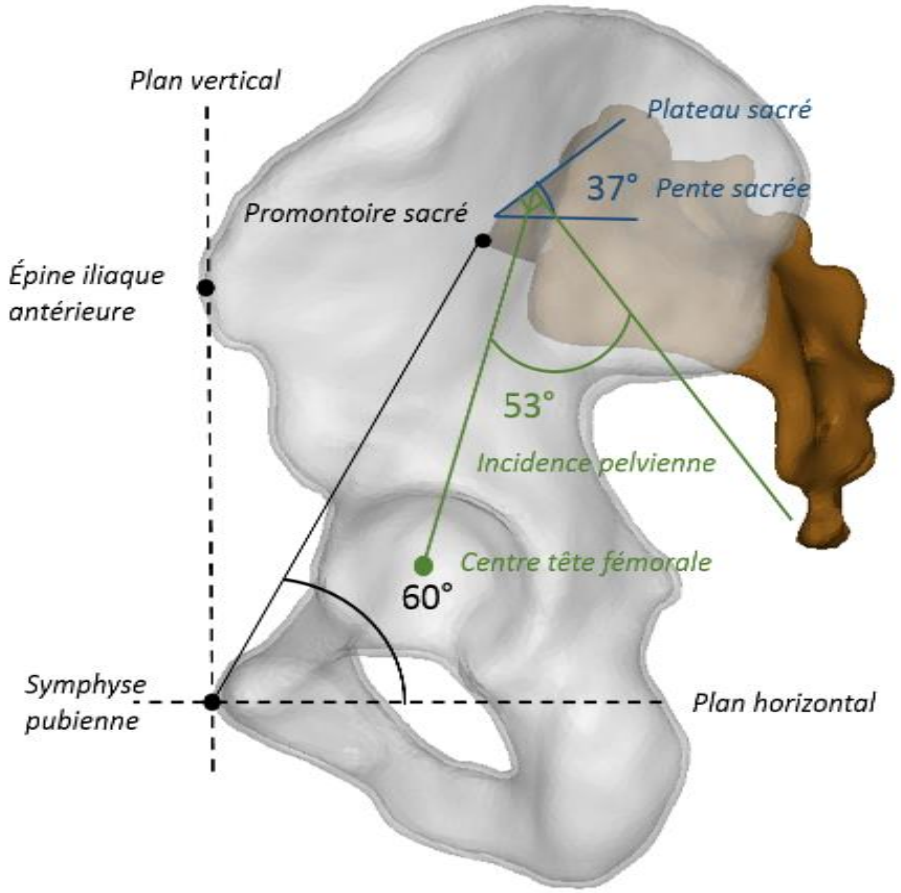

Figure 3 : Position physiologique du pelvis

1.1.2 L'articulation sacro-iliaque

La jonction sacro-iliaque rejoint le sacrum et l'ilium au niveau des surfaces auriculaires, nommées ainsi en raison de leur forme caractéristique comme illustré sur les Figure 4 et Figure 5. Ces deux surfaces sont complémentaires l'une de l'autre (la concavité de l'une correspond à une convexité de l'autre) et possèdent des irrégularités qui augmentent la stabilité de l'articulation.

La jonction sacro-iliaque est une articulation à la morphologie complexe et très variable que ce soit entre les individus ou même entre les deux articulations d'une même personne (Kapandji, 2007). Elle comporte des caractéristiques d'une diarthrose (présence de cartilage hyalin) dans sa partie antérieure et des caractéristiques d'une synarthrose (présence de fibrocartilage) dans sa partie postérieure. C'est pourquoi elle est qualifiée d'amphiarthrose.

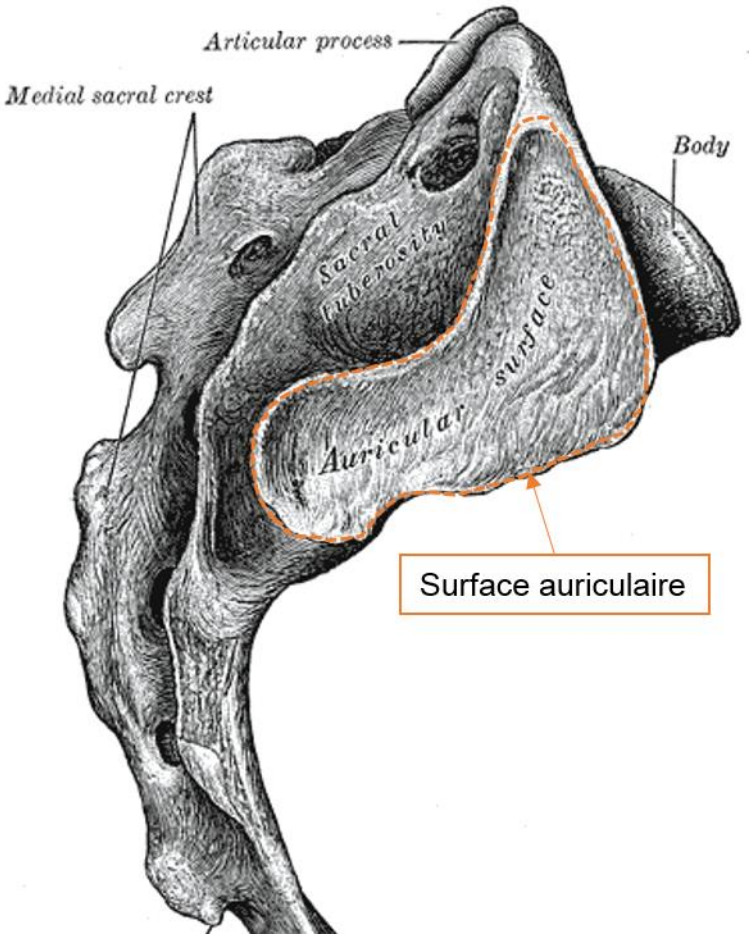

Figure 4 : Surface auriculaire du sacrum. Adapté de Gray, H., 1918

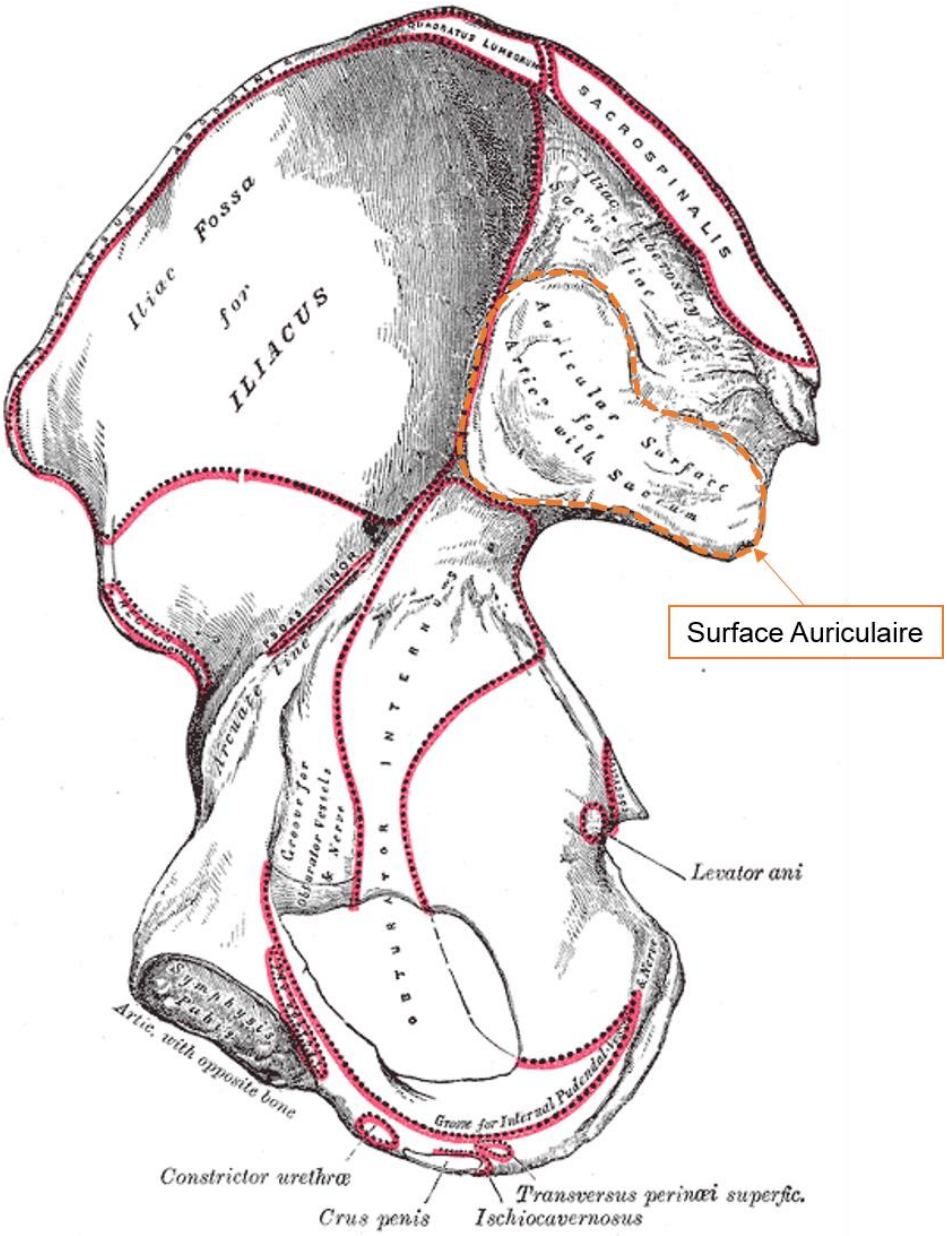

Figure 5 : Surface auriculaire de l'ilium. Adapté de Gray, H., 1918

Les ligaments de la jonction sacro-iliaque sont divisés en deux catégories : les ligaments primaires de la jonction sacro-iliaque qui assurent la liaison entre le sacrum et les deux iliums, et les ligaments accessoires qui augmentent la stabilité de l'ensemble. Le système ligamentaire complet est représenté sur les Figure 6, Figure 7 et Figure 8.

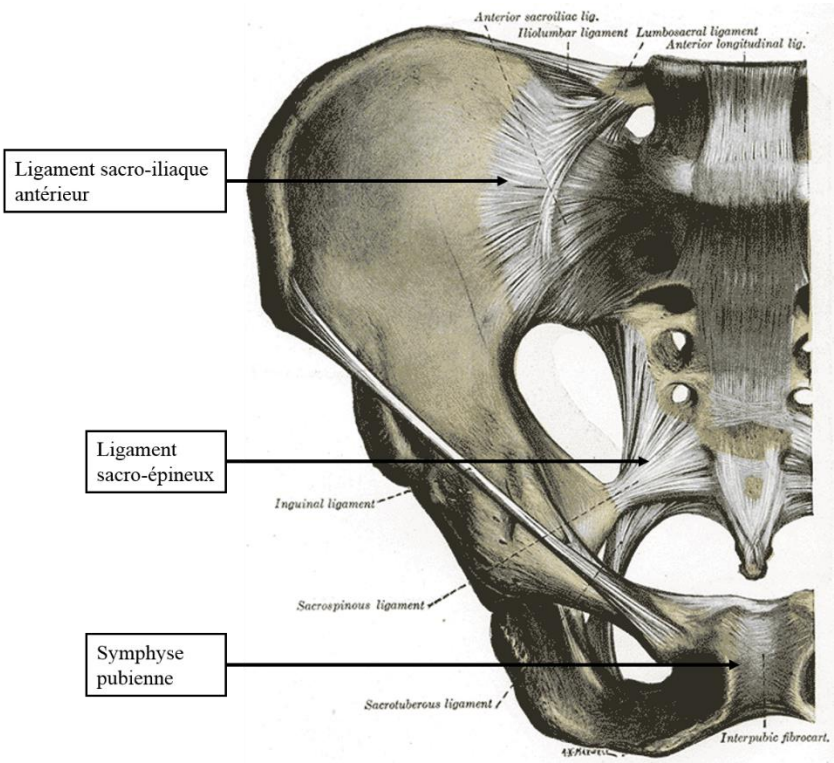

Figure 6 : Ligaments du pelvis – Vue de face. Adapté de Gray, H., 1918

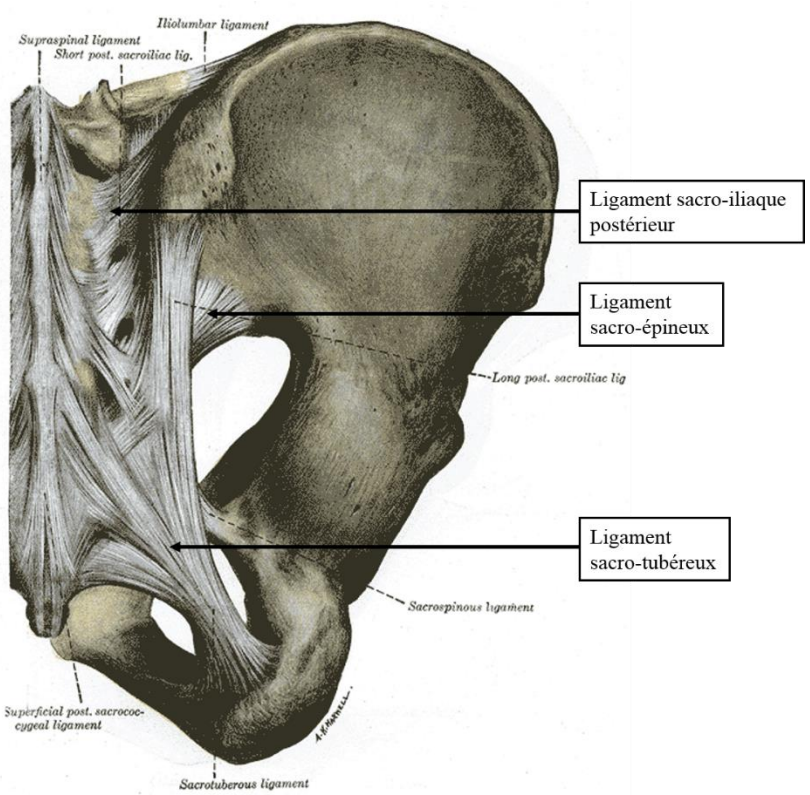

Figure 7 : Ligaments du pelvis – Vue de dos. Adapté de Gray, H., 1918

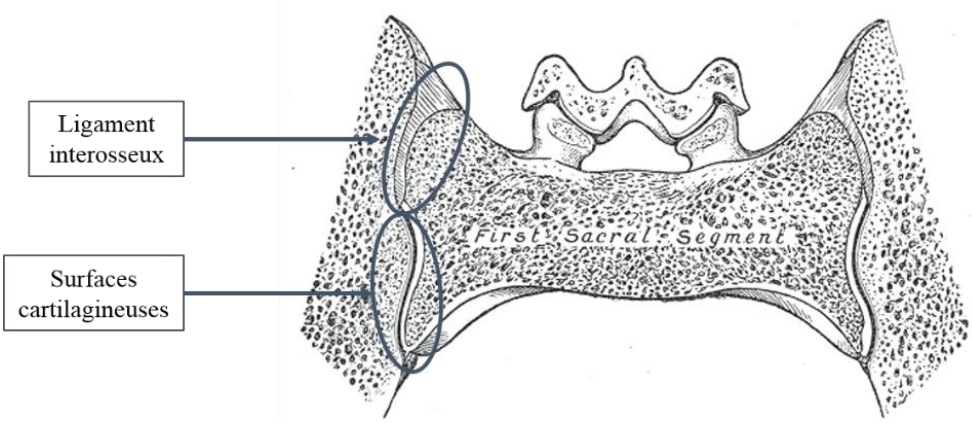

Figure 8 : Coupe coronale au niveau de la vertèbre S1. Adapté de Gray, H., 1918

1.1.2.1 Les ligaments de la jonction sacro-iliaque

Ces trois ligaments ensemble ont un rôle primaire dans la stabilité globale de l'anneau pelvien. En effet, ils servent, avec la symphyse pubienne, à le fermer ce qui est indispensable à sa stabilité (Vrahas, Hern, Diangelo, Kellam, & Tile, 1995).

Le *ligament sacro-iliaque antérieur* est composé de nombreuses fibres minces qui relient la surface antérieure et latérale du sacrum à la limite antérieure de la périphérie de la surface auriculaire de la jonction sacro-iliaque.

Le *ligament sacro-iliaque postérieur* consiste en de nombreuses fibres puissantes d'orientations principalement horizontale, ce qui en fait le lien principal entre sacrum et os iliaques. Il se trouve dans une cavité située dans leur partie arrière et relie les premier et second tubercules du sacrum à la tubérosité de l'os iliaque.

Le *ligament interosseux* consiste en de nombreuses fibres courtes et puissantes qui s'étendent entre le sacrum et les os iliaques, ce qui lui confère un rôle majeur dans la biomécanique de la jonction sacro-iliaque. Il est profond au ligament sacro-iliaque postérieur. Il permet de connecter les tubérosités des iliums et du sacrum.

1.1.2.2 Les ligaments accessoires

Les ligaments accessoires se nomment ainsi car ils n'ont pas un rôle biomécanique majeur et indispensable à la stabilité de l'articulation, mais servent à suppléer les ligaments primaires et à

augmenter la stabilité globale de l'articulation. Ils peuvent également avoir un rôle proprioceptif (Varga, Dudas, & Tile, 2008).

Le *ligament sacro-tubéreux* est localisé dans la partie arrière-basse du pelvis. Il est de forme triangulaire et relativement plat bien qu'il soit plus épais à ses extrémités qu'en son milieu. Il possède une attache sur l'os iliaque au niveau du processus inférieur, et s'insère en deux points du sacrum : le cinquième tubercule d'une part et le bord distal du sacrum d'autre part.

Le *ligament sacro-épineux* est lui aussi assez mince et de forme triangulaire. Son extrémité supérieure est attachée à l'épine de l'os iliaque. Sa base plus large s'insère dans le bord distal du sacrum, en avant du ligament sacro-tubéreux.

1.2 Biomécanique de la jonction sacro-iliaque

Au début du XXe siècle, la mobilité ou non de l'articulation n'était pas encore clairement définie. Cependant des études cliniques menées dans les années 1930 ont clairement établi la présence, bien qu'ils soient limités, de mouvements au sein de la jonction sacro-iliaque (Pitkin & Pheasant, 1936; Sashin, 1930). Des études plus poussées ont ensuite été menées pour comprendre et caractériser le mouvement des os, et plus particulièrement celui du sacrum. En particulier, les études de Farabeuf (1909) décrivent le mouvement du sacrum comme une rotation vers l'avant (abaissement du plateau sacré et élévation du coccyx) et vers l'arrière (élévation du plateau sacré et abaissement du coccyx) appelé mouvement de nutation/contre-nutation, tel que montré sur les Figure 9 et 10. L'axe de rotation, représenté par le point noir, se situe au niveau du ligament interosseux perpendiculairement au plan sagittal, ce qui correspond approximativement au niveau vertébral S2.

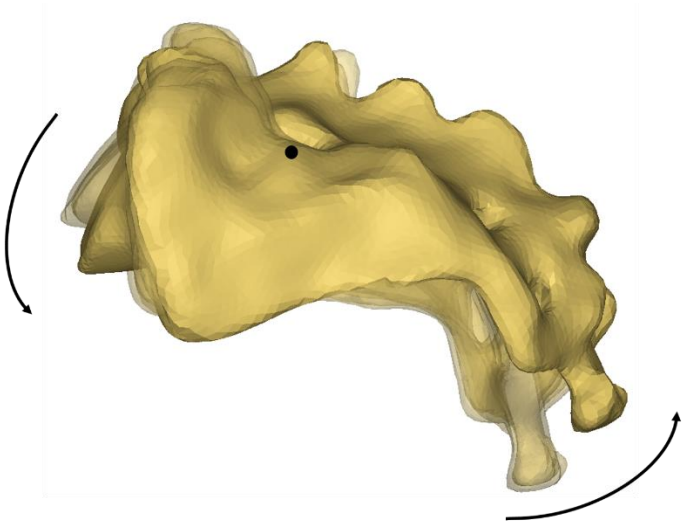

Figure 9 : Mouvement de nutation du sacrum

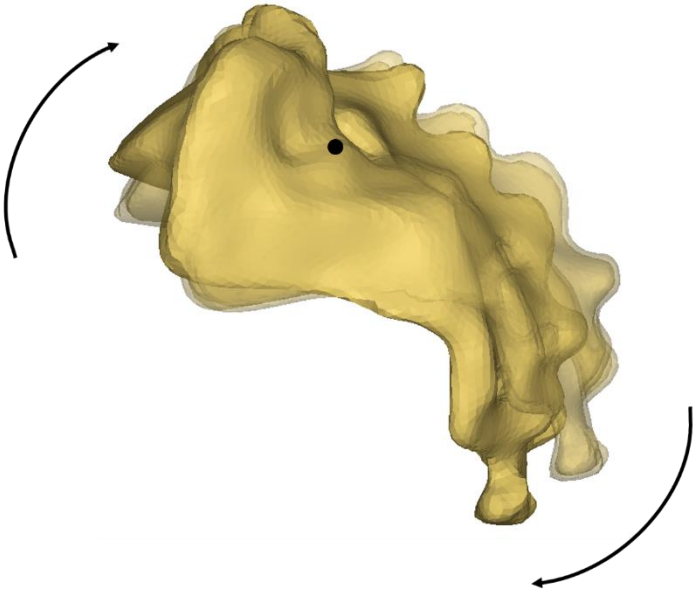

Figure 10 : Mouvement de contre-nutation du sacrum

L'étude expérimentale la plus complète sur les déplacements du sacrum est celle de Miller et al. (J. A. Miller, Schultz, & Andersson, 1987) sur des spécimens humains cadavériques. Pour les mesures de déplacements, un chargement de 294N a été utilisé dans la direction mesurée, et pour les rotations le couple appliqué était de 42 N.m.

Il est également possible de tirer de cette étude des valeurs pour la rigidité de la jonction sacro-iliaque dans les différentes directions de chargement à partir des données force/déplacement et moment/rotation. Les mesures de déplacement et de raideur sont présentées ci-après dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Déplacements principaux moyens et raideurs de la jonction sacro-iliaque (J. A. Miller et al., 1987)

Direction du chargement	**Déplacement**	**Raideur (kN.mm^{-1} ou N.m.deg^{-1})**
Latérale	1.87 mm	29,4 kN.mm^{-1}
Postérieure	0.99 mm	0,555 kN.mm^{-1}
Antérieure	2.74 mm	0,613 kN.mm^{-1}
Supérieure	1.58 mm	1,05 kN.mm^{-1}
Inférieure	0.76 mm	1,13 kN.mm^{-1}
Rotation	2.68°	52,5 N.m.deg^{-1}
Flexion	3.52°	32,1 N.m.deg^{-1}
Extension	1.40°	21,65 N.m.deg^{-1}
Flexion latérale	6.21°	113,5 N.m.deg^{-1}

Une étude numérique (Zheng, 1995) a également permis d'évaluer les valeurs des rigidités des ligaments de la jonction sacro-iliaque ainsi que celle des ligaments accessoires. Celle-ci est ici définie comme la force nécessaire pour engendrer un déplacement unitaire. Le principe général mis en œuvre est le suivant : lorsque le modèle n'est soumis à aucune force en entrée, celui doit rester dans sa position initiale, et l'énergie potentielle totale est minimale. Cette condition permet d'obtenir un système d'équations dont les inconnues sont les paramètres du modèle, parmi

lesquelles se trouvent les rigidités recherchées. En utilisant un algorithme de résolution pour ce problème d'optimisation, il est donc possible de déterminer les valeurs des rigidités de ligaments du pelvis. Les résultats de cette étude sont résumés dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Rigidité des principaux ligaments du pelvis (Zheng, Watson, & Yong-Hing, 1997)

Ligament	**Raideur**
Sacro-iliaque antérieur	700 $N.mm^{-1}$
Sacro-iliaque postérieur (couche interne)	400 $N.mm^{-1}$
Interosseux	2800 $N.mm^{-1}$
Sacro-iliaque postérieur (couche externe)	1000 $N.mm^{-1}$
Sacro-épineux	1400 $N.mm^{-1}$
Sacro-tubéreux	1500 $N.mm^{-1}$

Le modèle bâti en utilisant ces valeurs a également permis d'effectuer une étude de la biomécanique de la jonction sacro-iliaque comparable à celle de Miller et al. (1987), mais cette fois-ci numérique. Les valeurs de raideur obtenues sont présentées dans le Tableau 3 . Elles ont été obtenues pour des chargements de 1000N ou 50 N.m.

Des études se sont également intéressées aux déplacements physiologiques in vivo au sein de l'articulation sacro-iliaque (Goode et al., 2008). Cependant, compte tenu de la faiblesse de ces déplacements (quelques degrés et des déplacements inférieurs à 1mm), ainsi que la position profonde qui rend la JSI difficile à atteindre et visualiser, ceux-ci n'ont jusqu'à présents pas encore été déterminés avec précision de manière univoque.

C'est pourquoi les mesures cadavériques de Miller et al. ainsi que les valeurs numériques de Zheng reportées ci-dessus restent les références pour ce qui est des caractéristiques force/déplacement du sacrum par rapport aux os iliaques. Elles sont utilisées par la plupart des études numériques incluant un modèle de la jonction sacro-iliaque, afin d'en ajuster les propriétés mécaniques et/ou de le valider (Eichenseer, Sybert, & Cotton, 2011; Garcia et al., 2000).

Tableau 3 : Raideurs de la jonction sacro-iliaque (Zheng, 1995)

Direction du chargement	**Raideur**
Medio-Latérale	2,632 $kN.mm^{-1}$
Latéro-Médiale	2,000 $kN.mm^{-1}$
Antéro-Postérieure	0,562 $kN.mm^{-1}$
Postéro-Antérieure	0,544 $kN.mm^{-1}$
Supérieure	0,675 $kN.mm^{-1}$
Inférieure	0,594 $kN.mm^{-1}$
Rotation (sens trigonométrique)	32,7 $N.m.deg^{-1}$
Rotation (sens horaire)	34,1 $N.m.deg^{-1}$
Flexion	47,6 $N.m.deg^{-1}$
Extension	49,5 $N.m.deg^{-1}$
Flexion latérale gauche	48,9 $N.m.deg^{-1}$
Flexion latérale droite	40,4 $N.m.deg^{-1}$

1.3 Pathologies non traumatiques de la jonction sacro-iliaque

Cette partie détaille les pathologies non traumatiques (c'est-à-dire dégénératives et inflammatoires) développées au niveau de la jonction sacro-iliaque.

1.3.1 Prévalence

Les douleurs lombaires sont un problème de santé que la plupart des personnes vont subir au moins une fois dans leur vie. En effet la prévalence est de plus de 80% (Freburger et al., 2009). Dans la majorité des cas, la pathologie est bénigne et la guérison sera complète après au plus

quelques mois. Cependant, dans environ 5% des cas, le patient ne se rétablit pas complètement et va développer des maux de dos chroniques (Freburger et al., 2009). Parmi eux, différentes études ont montré que la jonction sacro-iliaque est impliquée dans 10 à 30% des cas (Maigne, Aivaliklis, & Pfefer, 1996; Schwarzer, Aprill, & Bogduk, 1995; Sembrano & Polly, 2009). En effet, la JSI est une articulation qui comprend de nombreuses terminaisons nerveuses et peut donc être une source de douleurs importantes (Vleeming et al., 2012). Ceci amène donc une prévalence vie-entière globale des pathologies chroniques de la jonction sacro-iliaque de 0,4 à 1,2%. Ceci représente donc un nombre considérable de patients.

1.3.2 Types de pathologies et étiologie

Les pathologies de la jonction sacro-iliaque sont connues pour avoir de nombreuses étiologies et peuvent se diviser en deux catégories : celles d'origine intra-articulaires (sacroiliitis) et celle d'origine extra-articulaires (dysfonctionnements de la JSI) (Cohen, 2005; Cohen et al., 2013). Ces dernières comprennent les enthésiopathies, les blessures ligamentaires et musculaires, les fractures de fatigue et les douleurs myofasciales. Les pathologies intra-articulaires sont inflammatoires, et les plus communes sont l'arthrite, les spondylarthropathies et les infections. On remarque donc souvent des changements ou anormalités dans la biomécanique de la jonction sacro-iliaque chez les patients atteints par une de ces pathologies : hyper ou hypo laxité, asymétries dans la répartition des pressions.

Certains facteurs ont été identifiés comme prédisposant à l'apparition de douleurs sacro-iliaques (Cohen, 2005; Cohen et al., 2013; Zelle, Gruen, Brown, & George, 2005) : jambes de différentes longueurs, problèmes de posture, scoliose, traumatismes de faible intensité récurrents (course à pied par exemple), traumatisme d'intensité moyenne (chute sur les fesses) ou encore une grossesse. On remarque que ceux-ci sont fortement reliés à l'étiologie décrite ci-dessus.

1.3.3 Traitements

1.3.3.1 Traitements conservateurs et non chirurgicaux

Les moyens de traitements utilisés dans la prise en charge des douleurs sacro-iliaques sont dans un premier temps conservateurs. Pour les patients dont la douleur provient d'un dysfonctionnement dans la biomécanique de l'articulation, ils consistent à traiter les causes, c'est-

à-dire à rééquilibrer les pressions ou encore renforcer les ligaments et les muscles. L'objectif est finalement de rétablir la biomécanique de la JSI par des manipulations et des exercices (Cohen, 2005; Cohen et al., 2013; Cusi, 2010; Foley & Buschbacher, 2006; Vanelderen et al., 2010; Zelle et al., 2005). Pour les patients atteints de pathologies inflammatoires comme les spondylarthropathies, des traitements pharmaceutiques à base d'analgésiques ont prouvé leur efficacité (Foley & Buschbacher, 2006; Vanelderen et al., 2010).

En cas d'échec des traitements conservateurs, on doit alors recourir à des traitements plus invasifs. Ils consistent en des interventions mineures. Une des procédures mise en œuvre est l'injection intra ou péri-articulaires d'anesthésiants et de corticostéroïdes (Cohen, 2005; Cohen et al., 2013; Foley & Buschbacher, 2006; Vanelderen et al., 2010; Zelle et al., 2005). Une autre intervention pratiquée pour le traitement des douleurs de la jonction sacro-iliaque est la dénervation par radiofréquences (Cohen, 2005; Cohen et al., 2013; Vanelderen et al., 2010). Elle consiste à irradier les nerfs qui irriguent la jonction sacro-iliaque de manière à ce qu'ils ne transmettent plus l'influx nerveux et donc la douleur. C'est une opération qui est semi-permanente, dont l'action dure environ 6 à 9 mois.

1.3.3.2 Traitements chirurgicaux

En cas d'échec des procédures conservatives et peu invasives détaillées précédemment, le dernier recours de traitement est l'arthrodèse de l'articulation. Le principe de cette opération est d'apposer les deux surfaces osseuses à fusionner et assurer des déplacements suffisamment faibles pour permettre la fusion osseuse (Stark et al., 2011). Divers niveaux de déplacements maximum permettant la croissance osseuse ont été documentés, mais une relative majorité le situe autour de 100 microns (Kienapfel et al., 1999). La chirurgie a donc pour objectif de réduire les déplacements articulaires de manière à passer en dessous de ce seuil.

Jusqu'au milieu des années 2000, les opérations de fusion de la jonction sacro-iliaques se faisaient avec une chirurgie ouverte, c'est-à-dire avec une grande incision et une forte exposition des tissus. Dans les dernières années, de nouveaux dispositifs canulés sont apparus permettant des chirurgies minimalement invasives, c'est-à-dire avec une petite incision et une faible exposition des tissus. Celles-ci deviennent de plus en plus populaires auprès des chirurgiens et tendent à faire disparaitre les techniques « traditionnelles » (Smith et al., 2013).

1.3.3.2.1 Chirurgie ouverte

Les chirurgies ouvertes sont les premières à avoir été mises en œuvre pour réaliser des fusions de la JSI dans les 1920 (Smith-Petersen, 1921). Depuis ces prémisses, les chirurgiens ont tenté de nombreuses autres approches pour réaliser une arthrodèse (Stark et al., 2011). Cependant toutes s'appuient sur le même principe biomécanique : comprimer une greffe osseuse insérée au sein de la jonction sacro-iliaque à l'aide d'un dispositif implanté d'une manière qui tend à rapprocher le sacrum et l'os iliaque. Cette force compressive a pour but de stimuler la croissance osseuse et de stabiliser la jonction sacro-iliaque. Deux techniques principales sont majoritairement utilisées, l'approche antérieure et l'approche postérieure décrites ci-après.

Approche antérieure :

Une incision ilio-inguinale de 20cm est pratiquée. Les tissus mous sont ensuite écartés pour exposer la capsule antérieure de la JSI. On ôte avec une lame cette capsule. Les cartilages de l'articulation sont ensuite curés pour exposer les surfaces osseuses du sacrum et de l'os iliaque. Une greffe d'os est alors prélevée dans l'aile iliaque puis insérée dans la JSI. Enfin une plaque de reconstruction est vissée sur la partie antérieure de la jonction sacro-iliaque, tel qu'illustré sur la Figure 11, pour stabiliser l'articulation et exercer une compression favorable à la croissance osseuse et donc à l'arthrodèse (Ledonio et al., 2014).

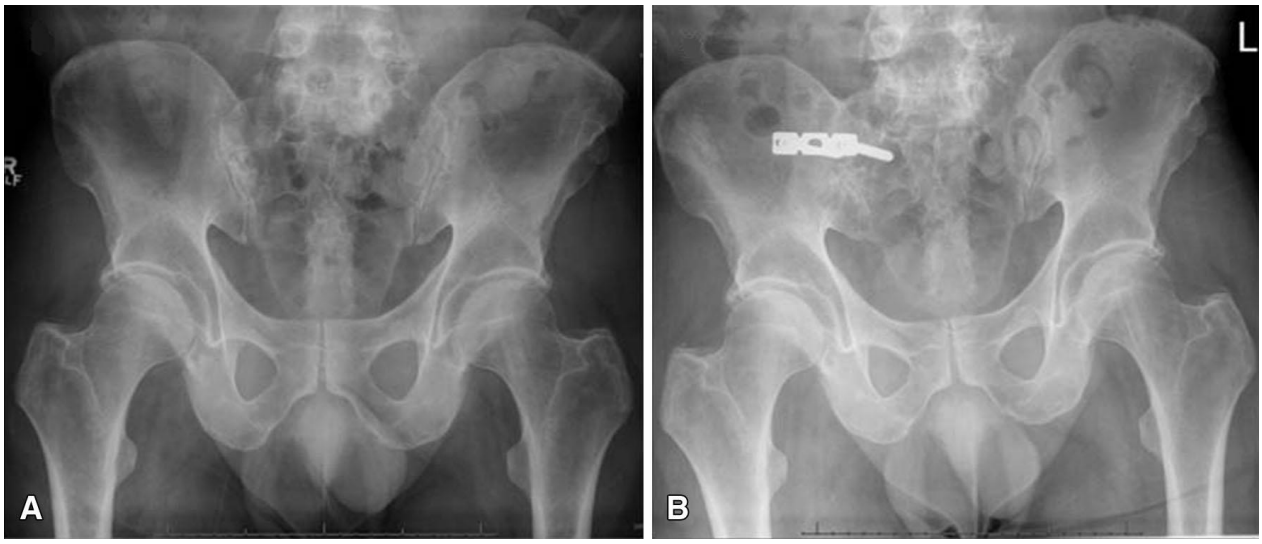

Figure 11 : Radiographies pré et post opératoires – Technique par approche antérieure. Adapté de (Ledonio et al., 2014)

Approche postérieure :

Une incision curviligne au-dessus de la crête iliaque est pratiquée. Les muscles sont ensuite disséqués et écartés pour exposer la surface osseuse. Une fois exposé, un cube d'os est prélevé de l'ilium directement au-dessus de l'articulation, exposant ainsi la jonction sacro-iliaque. Les cartilages du sacrum et de l'ilium sont ensuite curés pour exposer les deux surfaces osseuses, puis le cube d'os précédemment prélevé est remis en place. Enfin l'articulation est stabilisée avec une plaque en L ou une plaque en T vissée sur la partie postérieure de la jonction sacro-iliaque, tel qu'illustré sur la Figure 12 (Buchowski et al., 2005).

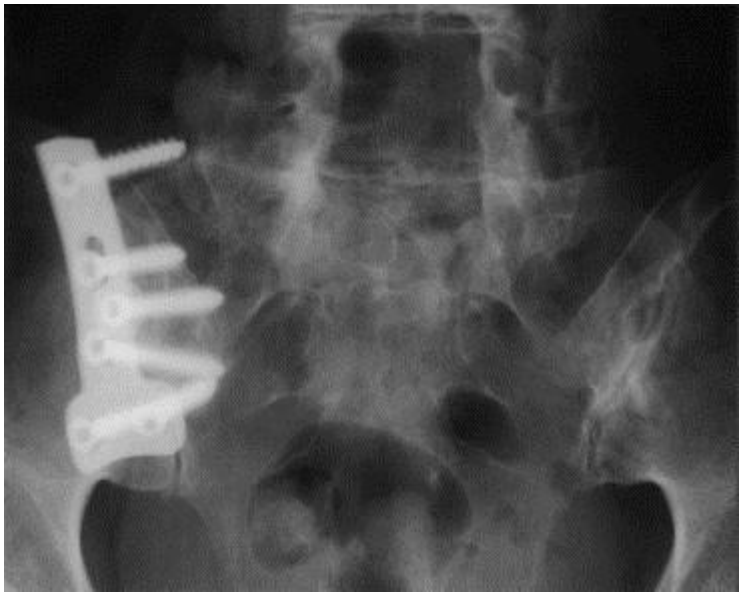

Figure 12 : Radiographie postéro-antérieure post-opératoire – Approche postérieure. Adapté de (Buchowski et al., 2005)

1.3.3.2.2 Chirurgie minimalement invasive

Plusieurs types de dispositifs ont été mis en œuvre pour l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque. Des dispositifs habituellement utilisés pour d'autres arthrodèses ont pu être employés (Al-Khayer, Hegarty, Hahn, & Grevitt, 2008) mais des dispositifs spécifiques à l'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque ont également été développés (Beck, Metcalf, Marik, & Watt, 2014; Cummings & Capobianco, 2013; Duhon et al., 2013; L. E. Miller & Block, 2014; Rudolf, 2012; Sachs & Capobianco, 2012; Scheyerer, Hullner, Pietsch, Veit-Haibach, & Werner, 2014; Smith et al., 2013). Le principe est le suivant : il s'agit d'insérer de manière percutanée un ou des implants à travers la jonction sacro-iliaque. Celui-ci a deux fonctions: stabiliser mécaniquement

l'articulation et servir de support pour la croissance osseuse, avec ou non utilisation d'une greffe osseuse. Cependant, bien que les dispositifs varient, la technique chirurgicale employée est similaire pour chacun. Elle consiste à pratiquer une incision latérale ou postéro-latérale de 3cm puis de disséquer les muscles en direction de l'aile iliaque, au-dessus de la JSI. Une tige guide est ensuite insérée avec l'orientation adéquate et passe à travers l'os iliaque et la JSI jusqu'au sacrum. Puis l'os est percé pour le préparer à accueillir l'implant. Enfin, l'implant est inséré et la tige guide retirée. La Figure 13 illustre le résultat d'une instrumentation avec 3 implants iFuse™ Implant System de SI-BONE (San Jose, CA, USA).

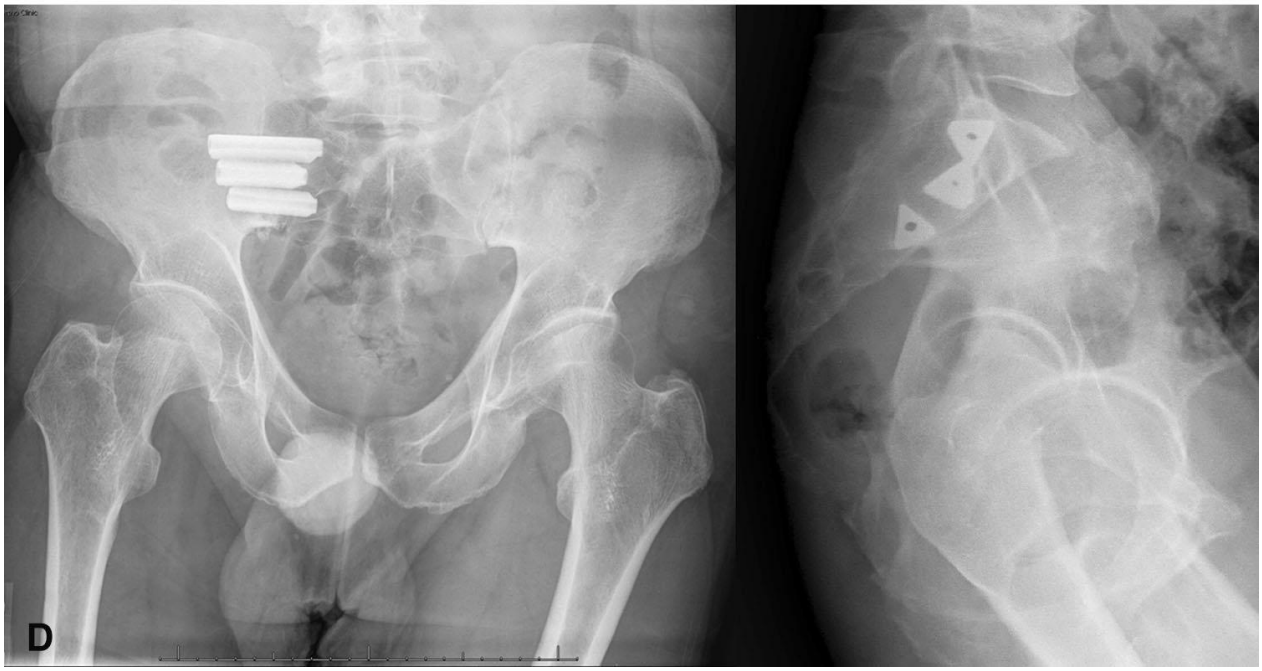

Figure 13 : Radiographies postéro-antérieure et latérale post-opératoires – CMI avec iFuse™. Adapté de (Smith et al., 2013)

Des études comparatives ont montré que les chirurgies minimalement invasives offrent des résultats cliniques équivalents (Ledonio et al., 2014) ou meilleurs (Smith et al., 2013) que les chirurgies ouvertes. En effet la CMI a montré des taux de fusion élevés (autour de 90%) ainsi que des taux de satisfaction des patients importants (> 90%). Les deux études s'accordent également pour dire que les risques péri-opératoires sont significativement diminués grâce à la CMI. En effet, l'incision est fortement réduite et donc ainsi les pertes de sang et l'endommagement des tissus mous, ce qui entraîne donc une convalescence moins longue et un temps de séjour à l'hôpital raccourci. C'est pourquoi les chirurgies ouvertes sont de moins en moins pratiquées au profit des

chirurgies minimalement invasives. En 2012, aux États-Unis, 85% des arthrodèses de la jonction sacro-iliaque ont été pratiquées avec une CMI (Smith et al., 2013).

L'algorithme Figure 14 résume les différentes étapes de traitement des douleurs sacro-iliaques.

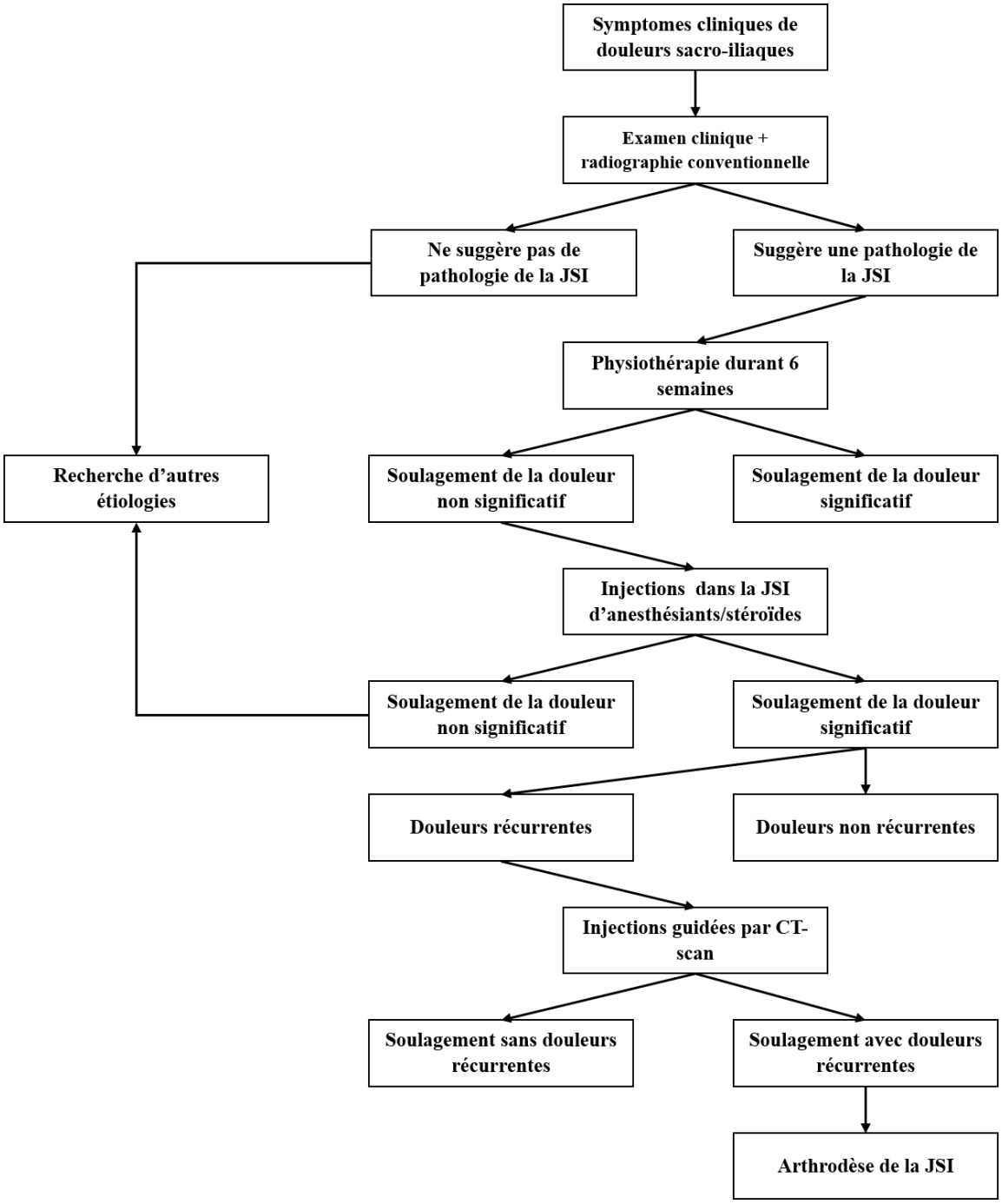

Figure 14 : Algorithme de diagnostic et traitement des douleurs de la JSI. Adapté de (Zelle et al., 2005)

1.4 Modélisation par éléments finis du pelvis

Différents MÉF du pelvis ont été développés, avec une grande variabilité de niveaux de détail, d'applications, de méthodes de modélisation des os et des tissus mous etc. Quelques modèles sont décrits dans le Tableau 4. Les informations manquantes dans certaines références sont celles qui n'apparaissent pas dans l'article correspondant.

Tableau 4 : Modèles par éléments finis du pelvis (Lig : ligament, Cart : cartilage; cf. liste des abréviations en page xx)

Référence	Application	Description
(Anderson et al., 2005)	Étude de sensibilité	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC : éléments 2D 3 nœuds – épaisseur variable – LDC élastique linéaire OT : éléments 3D 4 nœuds - LDC élastique linéaire Lig. et Cart. : Absents
(Bodzay, Floris, & Varadi, 2011)	Comparaison de dispositifs de fixation pour les fractures instables de l'anneau pelvien	Géométrie : Simplifiée Pas de séparation OC/OT – LDC linéaire élastique Lig. : JSI modélisée par un solide. SP, LSE et LST modélisés par des ressorts. LDC élastique linéaire Cart. : Absents
(Bohme et al., 2012)	Modélisation personnalisée du traitement d'une fracture	Géométrie : Reconstruction CT-scan O.C : éléments 3D 4 nœuds - LDC élastique linéaire O.T : éléments 3D 8 nœuds - LDC élastique linéaire Lig. et Cart. : Absents
(Buford Jr, Moulton, Gugala, & Lindsey, 2010)	Compréhension de la cinématique de la JSI	Géométrie : Reconstruction CT-scan. Ligaments : courbes B-splines. Cart. : Absents
(Dalstra, Huiskes, & van Erning, 1995)	Développement d'un modèle 3D réaliste des os pelviens	Géométrie : Reconstruction CT-scan O.C : éléments 2D 4 nœuds – épaisseur variable – LDC élastique linéaire O.T : éléments 3D 8 nœuds - LDC élastique linéaire Lig. et cart. : Absents
(Eichenseer et al., 2011)	Caractérisation des déformations dans les ligaments de la JSI.	Géométrie : Reconstruction CT-scan O.C : éléments 2D 3 nœuds – épaisseur constante – L.D.C élastique linéaire O.T: éléments 3D 4 nœuds – LDC élastique linéaire Lig. : éléments de treillis. Loi force/déplacement linéaire par morceaux Cart. : Éléments sélectionnés sur les surfaces auriculaires. LDC : Module d'Young fonction polynôme du 2nd ordre de la déformation.
(Garcia et al., 2000)	Étude de différents dispositifs de fixation de fracture du pelvis	Géométrie : Reconstruction CT-scan O.C : éléments 2D 3 nœuds – épaisseur constante – L.D.C élastique linéaire O.T: éléments 3D 4 nœuds – LDC élastique linéaire Lig. : éléments 1D ressort linéaires. Cart. : absents

Tableau 4 : (suite)

(Hammer et al., 2013)	Étude de l'influence des différents ligaments du pelvis sur sa stabilité	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC et OT : pas de différentiation. Éléments tétraédriques 10 nœuds. LDC élastique linéaire. Lig. : Éléments link de Ansys. LDC : Élastique linéaire Cart. : Éléments sélectionnés sur les surfaces auriculaires. LDC : Élastique linéaire.
(Hao, Wan, Gao, & Ji, 2011)	Étude de l'effet des CL sur les résultats d'un MÉF du pelvis	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC et OT : pas de différentiation. Éléments tétraédriques 10 nœuds. LDC élastique linéaire. Lig. : Éléments ressort linéaires. LDC : Élastique linéaire; Cart. : Absents
(Ivanov, Kiapour, Ebraheim, & Goel, 2009)	Étude des déplacements et contraintes dans la JSI après une fusion dans la colonne lombaire	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC : éléments brique 3D 8 nœuds – épaisseur constante – L.D.C élastique linéaire OT: éléments briques 3D 8 nœuds – LDC élastique linéaire Lig. : éléments de treillis. Loi force/déplacement linéaire par morceaux Cart. : Éléments sélectionnés sur les surfaces auriculaires et interface à rigidité variable.
(J. E. Kim et al., 2009)	Développement d'un MÉF d'un pelvis d'enfant pour l'étude des mécanismes de blessure et le design de dispositifs de protection	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC : éléments 2D 4 nœuds – épaisseur constante – L.D.C élastique linéaire OT: éléments briques 3D 8 nœuds – LDC élastique linéaire Lig. : éléments poutre ou ressort linéaires en tension uniquement. Cart. : Éléments sélectionnés sur les surfaces auriculaires. LDC hyperélastique (Mooney-Rivlin)
(Labe, 2008)	Étude des mécanismes de blessures de la région abdomino-pelvienne	OC : Éléments 2D 3 nœuds – épaisseur variable – LDC élasto-plastique linéaire OT : Éléments tétraédrique 4 nœuds – LDC élasto-plastique linéaire Lig. : LSIA, LSIP et interosseux : Éléments 2D. LSE, LST et SP : éléments 3D LDC : viscoélastique linéaire (Kelvin-Voigt) Cart. : Éléments sélectionné sur les surfaces auriculaires. Interface avec rigidité variable et frottement coulombien. LDC : Élastique linéaire
(Phillips, Pankaj, Howie, Usmani, & Simpson, 2007)	Études des CL pour un MÉF d'un hémipelvis	Géométrie : Reconstruction topographie laser-scanner 3D. Hémipelvis uniquement. OC : éléments tétraédriques 4 nœuds – épaisseur constante – LDC élastique linéaire OT: éléments tétraédriques 4 nœuds – LDC élastique linéaire Lig. et Cart. : Absents
(Rui et al., 2009)	Étude maladies reliées au complexe lumbo-pelvo-fémoral	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC et OT : éléments 3D 4 nœuds – LDC élastique linéaire ; Lig. et Cart. : Absents
(Shi, Wang, Wang, Li, & Wang, 2014)	Étude de la transmission des efforts dans le pelvis	Géométrie : Reconstruction CT-scan OC : tétraèdres 10 nœuds – épaisseur variable - LDC élastique linéaire OT : tétraèdres 10 nœuds – LDC élastique linéaire Lig. : Élément lien 2D. LDC élastique linéaire Cart. : tétraèdres 10 nœuds – LDC élastique linéaire

Pour la modélisation des os, la plupart des modèles ayant une géométrie osseuse reproduisant la géométrie réelle des os iliaques et du sacrum a utilisé la méthode de reconstruction 3D à partir de CT-scan. Ceci consiste à recréer le volume des os à partir de leur contour sur chaque tranche de scanner. Cette méthode permet une représentation fidèle de la géométrie des os pelvien.

Dans les modèles incluant un système ligamentaire, celui-ci est constitué d'éléments unidimensionnels tels que des éléments poutre ou ressort. Cependant, les ligaments pelviens ont des formes complexes et bi ou tridimensionnelles (Hammer et al., 2009; Steinke et al., 2010). La volonté de se rapprocher de la géométrie réelle des ligaments a amené certains auteurs (Eichenseer et al., 2011) à utiliser des groupes d'éléments 1D plutôt qu'un seul. Le modèle de Labe et al. (Labe, Arnoux, Behr, Kayvantash, & Brunet, 2006) se distingue en incluant des éléments 2D et 3D, ce qui permet de représenter plus fidèlement la géométrie des ligaments pelviens.

Les propriétés mécaniques utilisées pour les ligaments proviennent pour de nombreux modèles des études de Zheng (Zheng et al., 1997) ou de Miller (J. A. Miller et al., 1987). Ces études documentent la raideur des ligaments et sont donc adaptées à une implémentation dans des modèles unidimensionnels mais le sont moins pour des modélisations nécessitant des propriétés adimensionnelles tel que le module d'Young. Dans ces cas, les auteurs se sont basés sur des mesures effectuées sur d'autres tissus tels que la bande de Maissat (Hammer et al., 2013) ou le tendon rotulien (Labe et al., 2006).

CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

Après avoir effectué la revue des connaissances, on peut mettre en avant les points suivant :

- Il n'existe pas de modèle par éléments finis représentant fidèlement la géométrie de la jonction sacro-iliaque ;
- Les propriétés matériaux des ligaments du pelvis utilisées dans la plupart des modèles proviennent de données mesurées pour d'autres structures anatomiques ;
- L'efficacité des dispositifs d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque ne repose que sur des études cliniques et n'est pas supportée par des preuves biomécaniques ;
- Il n'existe pas d'outils numériques pour évaluer l'effet des dispositifs de fusion sur la biomécanique de la jonction sacro-iliaque ;
- Les effets des paramètres de l'instrumentation sur la réduction des déplacements dans la jonction sacro-iliaque ne sont pas connus. Il n'y a donc pas de consensus sur la technique d'instrumentation de la jonction sacro-iliaque.

La revue de littérature a fait ressortir un manque de compréhension et de données sur les effets biomécaniques des dispositifs d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque ainsi que de l'influence des paramètres de l'instrumentation. Une meilleure description de la biomécanique de l'instrumentation de la JSI permettrait d'améliorer le design des implants ainsi que la technique chirurgicale. Un modèle par éléments finis du pelvis comportant une représentation fine de la JSI permettant de comparer des simulations post-instrumentation à une référence non instrumentée ainsi que différentes configurations d'implants entre elles pourrait être utilisé à cet effet.

Cela amène l'hypothèse de recherche suivante qui sera testée au cours de la présente étude :

H : L'instrumentation de la jonction sacro-iliaque permet sa stabilisation en diminuant (50% minimum) les mouvements relatifs entre le sacrum et l'ilium, permettant ainsi de se rapprocher du seuil de 100 microns permettant la croissance osseuse. L'orientation de la vis, son point d'insertion et la présence d'une seconde vis influent significativement (10% minimum) sur les déplacements au sein de l'articulation.

Dans le but de répondre à cette hypothèse de recherche, les objectifs suivant ont été dégagés :

O1 : Concevoir et valider un modèle par éléments finis du pelvis réaliste incluant un dispositif de fixation.

O2 : Simuler différents scénarios d'instrumentation pour évaluer l'effet du dispositif de fusion et celui de différents paramètres de l'instrumentation.

Les composantes du projet sont détaillées dans le chapitre suivant dans un article scientifique qui forme le corps de ce mémoire. Il présente le modèle ainsi que l'évaluation de l'effet biomécanique des dispositifs d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque ainsi que l'influence de différents paramètres de la chirurgie sur la capacité d'une instrumentation à réduire les déplacements au sein de la jonction sacro-iliaque. Des explications supplémentaires sur la modélisation par éléments finis sont apportées en amont de l'article. Enfin, les chapitres 4 et 5 concluent l'étude par une discussion générale, des conclusions et des recommandations.

CHAPITRE 3 ARTICLE 1 : FINITE ELEMENT ANALYSIS OF SACROILIAC JOINT FIXATION

3.1 Présentation de l'article

Ce chapitre présente l'analyse biomécanique de l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque sous forme d'article scientifique. Un modèle par éléments finis du pelvis comportant une représentation fine de la jonction sacro-iliaque a été développé et validé dans le but d'évaluer la réduction des déplacements intra-articulaires engendrés par l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque. Six configurations d'implants ont été simulées permettant l'évaluation de l'effet de trois paramètres de la chirurgie : l'orientation de la vis, son point d'insertion et la présence d'une seconde vis. Les valeurs de paramètres utilisées ont été recommandées par le fabricant de l'implant.

Dans le but de fournir des informations complémentaires à l'article, quatre annexes ont été ajoutées au mémoire. La première fournit les courbes force/déplacement obtenues expérimentalement ainsi que les reconstructions 3D effectuées à partir des CT-scans des spécimens instrumentés. La deuxième présente la technique d'insertion des vis dans le MEF du pelvis. La troisième présente la technique de modélisation de l'os cortical. Enfin la dernière annexe présente les quatorze couples de points qui ont été utilisés pour la mesure des déplacements de la jonction sacro-iliaque.

L'article présenté ci-après s'intitule « Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation » a été soumis à la revue « Journal of Spinal Disorders and Techniques » pour publication en septembre 2014. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la préparation et de la rédaction de l'article.

3.2 Article 1 : Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation

Manuscript submitted to Journal of Spinal Disorders and Techniques

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF SACROILIAC JOINT FIXATION

Claire Bruna-Rosso[a,d] ; Pierre-Jean Arnoux[b,d] Ph.D ;

Rohan-Jean Bianco[a,b,c,d] M.A.Sc. ; Yves Godio-Raboutet[b,d] M.Eng ;

Carl-Éric Aubin[a,c,d 1] P.Eng, Ph.D .

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

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

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

(d) International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injury & Pathologies

---

[1] Corresponding author.

Carl-Éric Aubin, Ph.D., P.Eng.
Full Professor
NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics
Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca
Phone: 1 (514) 340-4711 ext. 2836; Fax: 1 (514) 340-5867

ACKNOWLEDGEMENTS:

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

This work has been carried out thanks to the support of the A*MIDEX project (n° ANR-11-IDEX-0001-02) funded by the « Investissements d'Avenir » French Government program, managed by the French National Research Agency (ANR)

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT:

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

Abstract word count: 265

Main text word count: 3175

Number of tables: 2

Number of figures: 8

3.2.1 Abstract

Study design: Biomechanical analysis of sacroiliac joint (SIJ) fixation through computer simulation and sensitivity analysis.

Objective: To develop a model to biomechanically analyze different parameters of the SIJ fixation instrumentation.

Background: The SIJ is a known chronic pain-generator. The last resort of treatment is the arthrodesis. Different implants allow fixation of the joint, but to date there is no tool to analyze their influence on the SIJ biomechanics under physiological loads.

Methods: A comprehensive finite element model (FEM) of the pelvis was built, including a detailed SIJ representation. Bone and sacroiliac joint ligament material properties were calibrated against experimentally measured load-displacement data of the SIJ. Model evaluation was performed with experimental load-displacement measurements of instrumented cadaveric SIJ. Then six fixation scenarios with one or two screws on one side with two different trajectories were simulated and assessed with the FEM under vertical loads.

Results: The simulated S1 endplate displacement reduction due to the fixation devices was within 3% of the experimentally measured data. Under vertical loads, the uninstrumented sacrum exhibited mainly a rotation motion (nutation) of 1.11° and 1.97° respectively at 600N and 1000N. The addition of one screw reduced the local displacement within the SIJ up to 56.7% for the proximal trajectory vs.14.2% for the distal trajectory. Adding a second screw had no significant effect.

Conclusion: A comprehensive finite element model was developed to assess the biomechanics of SIJ fixation. SIJ devices enable to reduce the motion, mainly rotational, between the sacrum and ilium. Positioning the screw farther from the SIJ instantaneous rotation center was an important factor to reduce the intra-articular displacement.

Keywords: Sacroiliac Joint; Finite Element Analysis; Biomechanics; Arthrodesis;

3.2.2 Introduction

The sacroiliac joint (SIJ) is known to be involved in 10 to 30 % of chronic low-back pain, with pathologies such as degenerative sacroiliitis or sacroiliac joint disruption (Cohen et al., 2013; Sembrano & Polly, 2009). After conservative treatment failure, arthrodesis is the last resort (Cohen et al., 2013; Cusi, 2010). The aim of this procedure is to minimize the displacements within the sacroiliac joint to allow bone growth and therefore the fusion of the sacrum and ilium. Sacroiliac joint fusion used to be an open and invasive procedure (Stark et al., 2011), but since the late 2000s, new techniques and implants were introduced enabling a percutaneous minimally invasive surgery (MIS) (Al-Khayer et al., 2008). Those implants are hollowed to allow their insertion around a guidewire, and the cannula also provide a place to put a bone graft if needed. Their surface shape, material and roughness are designed to offer a scaffold for bone ingrowth and promote osseointegration. Several devices specifically designed for SIJ arthrodesis were developed such as the iFuse™ (SI Bone, San Jose, CA, USA), the RIALTO™ Sacroiliac Joint Fusion System (Medtronic, Memphis, TN, USA) and the SImmetry® SI Joint Fusion System (Zyga Technology Inc., Minnetonka, MN, USA).

The SIJ is a complex bichondylar joint with characteristics of both a diarthrosis and a synarthrosis (Dang, Schwartz, & Garfin, 2014). It is a strong bearing joint, with limited movements which are thus hard to measure and characterize. In the case of chronic pathologies of the SIJ, painful sacroiliac displacements require surgical fixation to establish an arthrodesis between the sacrum and the ilium condylar surfaces. The efficiency of arthrodesis instrumentation in reducing the displacements within the SIJ is currently poorly-known.

Despite promising observations, a strong clinical and radiological evidence supporting the bone ingrowth is currently lacking (J. T. Kim, Rudolf, & Glaser, 2013; Scheyerer et al., 2014). In the short and medium term, the intra-articular movement reduction is mainly ensured by the implant (Shaffrey & Smith, 2013) whose action is not currently well known. A few experimental studies have been carried out to characterize the SIJ biomechanics, but generally in non-physiological conditions (J. A. Miller et al., 1987). Finite element models (FEM) have also been developed, but without a realistic geometrical description of the articulation and ligaments (Eichenseer et al., 2011). FEM and cadaveric testing of SIJ instrumentations have been done but

not to assess degenerative conditions surgical treatments (Bohme et al., 2012; Mears, Sutter, Wall, Rose, & Belkoff, 2010).

The objective of this study was to computationally assess the biomechanics of SIJ instrumentation to stabilize the articulation in physiological conditions using a detailed FEM. More specifically it aimed at evaluate and compare the pre (uninstrumented) to post-instrumented SIJ mobility using different implant configurations.

3.2.3 Methods

A detailed FEM of the pelvis was built to evaluate the biomechanics of SIJ fixation, and to assess the impact of instrumentation parameters.

3.2.3.1 Finite Element Model of the Pelvis

The 3-dimensional (3D) pelvic geometry used for the FEM was reconstructed using a series of contiguous cross section images (0.6 mm thick slices) of the pelvis of a 50th percentile human volunteer (32 year-old European male, 75 kg, 1.75 m, with no known spinopelvic pathology) (El-Rich, Arnoux, Wagnac, Brunet, & Aubin, 2009). The coccyx and the coccygeal ligaments were not included in the reconstruction and the model considering their minor influence on the biomechanics of the SIJ (Woon & Stringer, 2012).

The pelvic bones were modeled as trabecular cores enveloped by an external cortical layer (Figure 2) with its thickness taken and adapted from (Labe, 2008; Peretz, Hipp, & Heggeness, 1998). The cortical layer of the iliac bones has regional thicknesses ranging from 0.05 to 5 mm, and the sacral one is 1 mm thick. Both parts were meshed using four node tetrahedral elements of 0.4 mm characteristic length around the SIJ and each screw trajectory and at locations where the radius of curvature of the model was relatively small or there were significant topology changes (sharp change of local surface orientation, etc.). Greater characteristic lengths were used elsewhere (3 and 2 mm on average in the ilium and sacrum respectively) to reduce the computational load when solving the model.

The major pelvic ligaments (interosseous, sacroiliac anterior, sacroiliac posterior, sacrotuberous and sacrospinous) and pubic symphysis geometries were directly implemented from anatomic descriptions (Hammer et al., 2009; Steinke et al., 2010). The sacroiliac posterior and

anterior ligaments were meshed using two-dimensional 3 node triangular shell elements with a characteristic length of 2mm, while the other ligaments and the pubic symphysis were meshed using three-dimensional 4 node tetrahedrons with a characteristic length of 2mm (Figure 15). There was a continuous mesh between the ligaments and the bones. The sacroiliac articular cartilages were meshed using the elements of the sacrum and iliac bones. The left and right SIJ were considered symmetric and not pathologic, i.e. no ossification or arthrosis of the joint was modelled. The choice of tetrahedral and triangular elements was driven by their ability to conform to complex geometries and their non-warpage properties. The model as a whole contained ~ 90,000 nodes (~ 420,000 elements).

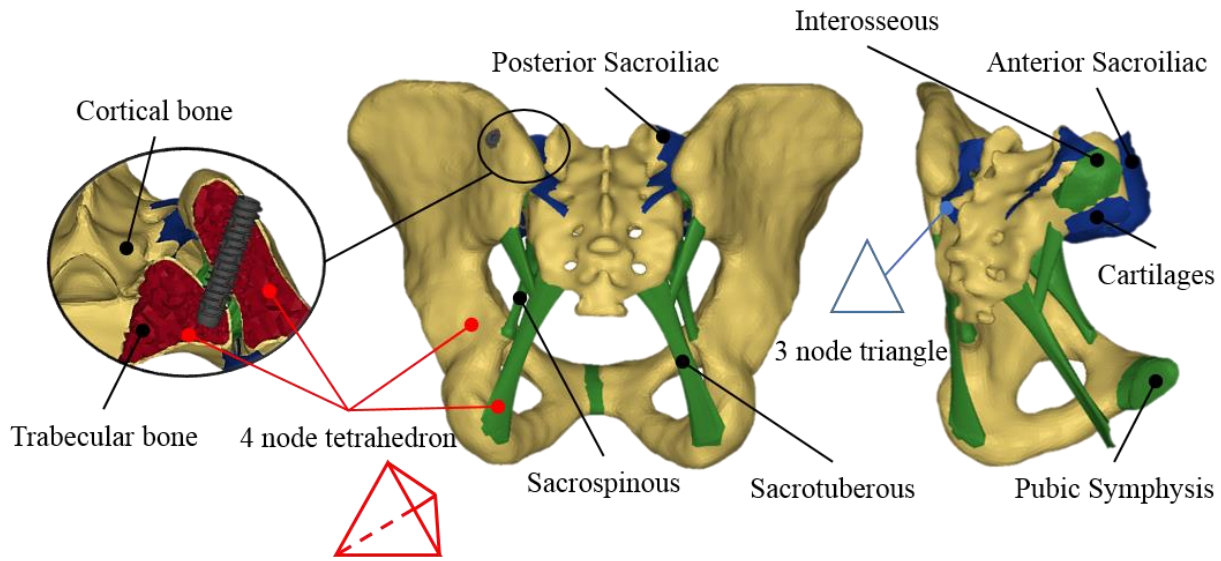

Figure 15 : Model details (ligaments and mesh)

The material properties of the ligaments were first extracted from a dynamic study (Labe, 2008; Labe et al., 2006) and then calibrated (cf next subsection “Calibration with experimental data”) to adapt them to quasi-static conditions.

A Johnson-Cook elastoplastic law (Garo, Arnoux, & Aubin, 2009) was used for the bones allowing to represent bone failure. The ligaments and pubic symphysis followed a viscoelastic generalized Kelvin-Voigt material model (El-Rich et al., 2009). The cartilages were assumed as linear-elastic (Labe, 2008; Labe et al., 2006). All materials were considered homogenous and isotropic. The material properties are summarized in the table 5.

The simulations were run using the explicit dynamic FEM solver RADIOSS v11 (Altair Engineering, Troy, MI, USA.). A kinetic relaxation scheme was used to perform a quasi-static analysis and reduce dynamic effects of inertia.

Table 5 : Material properties used in the FEM

	Cortical Bone	Trabecular Bone	Ligaments	Pubic Symphysis	SIJ Articular Cartilage
Density ($kg.m^{-3}$)	2	0.2	2	2	1.05
Young Modulus (MPa)	2625	48.75	40	397	150
Poisson Ratio	0.3	0.25	0.3	0.3	0.2
Yield Stress (MPa)	105	1.95	-	-	-
Hardening modulus (MPa)	875	16.3	-	-	-
Hardening exponent	1	1	-	-	-
Failure plastic strain	0.04	0.04	-	-	-
Tangent Young Modulus (MPa)	-	-	10	155	-
Tangent Poisson ratio	-	-	0,37	0,37	-
Viscoelastic constant	-	-	28	28	-
Navier Constant	-	-	1.10^5	1.10^5	-

3.2.3.2 Calibration with experimental data

In order to set and calibrate the mechanical properties of the pelvic ligaments in physiological conditions, cadaveric tests have been performed. Under IRB approval, two human pelvic specimen (2 women, 88 and 92 years old) were collected from bodies donated for medical research. Care was taken to preserve all major pelvic ligaments (sacroiliac anterior and posterior, sacrotuberous, sacrospinous and interosseous) with a special emphasis on the sacroiliac joint ligaments. The bottom of the iliac bones were casted in a fast cast polyurethane resin (Axson Technologies, Cergy, France) in a physiological standing position with a neutral pelvic tilt, i.e. iliac

crests and pubic symphysis in the same vertical plane. They were then fixed to the machine frame using two clamps.

Ten cycles of preconditioning load (0-300N loading/unloading ramp) were performed to establish a baseline for biological tissue mechanical property measurements (Conza, 2005). Subsequently, a 1000N vertical load was applied on S1-endplate using an uniaxial cylinder connected to a material testing machine (MTS System, Eden Prairie, MN, USA) (Figure 16). The load was applied at a constant rate of 5N/s, then stayed at the maximal level for 30s, and unloaded at a constant rate of -20N/s. The low rates were chosen to minimize the dynamic effects. The S1-endplate displacements were measured at a frequency of 1024Hz using a LVDT sensor (accuracy 0.01mm) linked to the cylinder rod (Figure 16).

The same loading conditions were computationally simulated to adjust the mechanical properties of the ligaments in the model using an inverse iterative method to fit the experimental conditions similar to the ones performed by Garcia et al. (Garcia et al., 2000). A bisection algorithm was carried out until the simulated displacement of S1-endplate center matched the experimental data. The bisection method consisted in reducing the Young modulus for the next simulation by 50% if the simulated displacements of the current one were too low, or augmenting it by 50% if they were too high. In accordance with the data obtained experimentally, the objective was to simulate a 3mm (± 5%) S1-endplate displacement with a vertical load of 1000N.

After six cycles of bisection, a 3.014mm S1 endplate displacement was simulated, which met the ending criterion of the optimization algorithm (< 2% compared to the experimental data). The resulting Young modulus of 40 MPa was then used for the ligaments for all the numerical simulations.

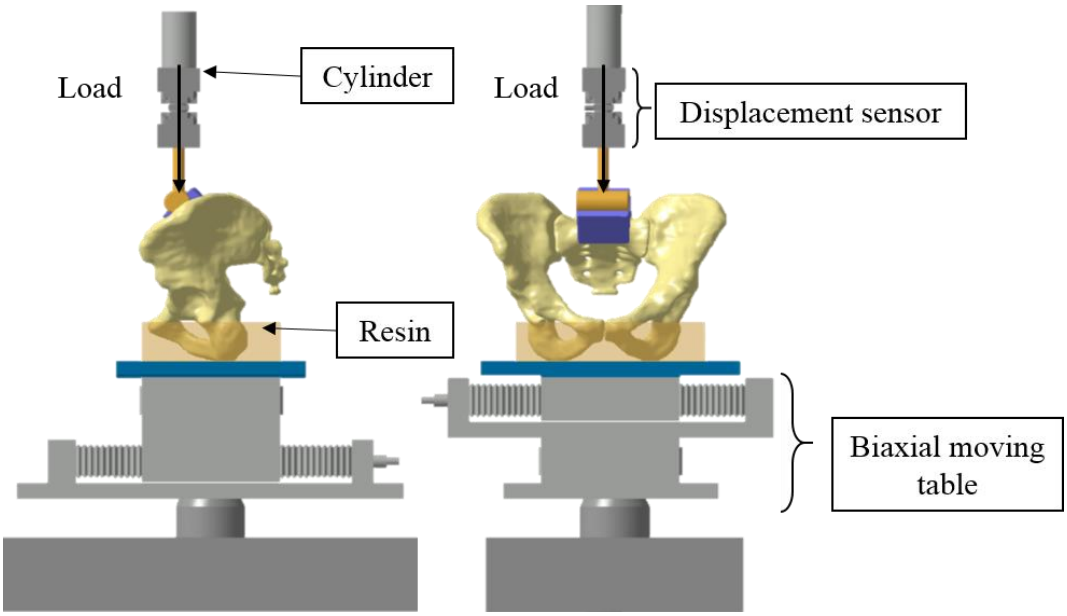

Figure 16 : Experimental setup (clamps not represented for clarity)

3.2.3.3 SIJ Instrumentation Modeling

An existing implant was selected for this study (RIALTO™ Sacroiliac Joint Fusion System; Medtronic, Memphis, TN, USA). This screw has a diameter of 12mm, is cannulated and fenestrated to allow bone ingrowth. Considering the pelvis model geometry, the 50 mm screw length was selected.

The screw insertion was simplified and modeled in one step consisting in positioning the screw in its instrumentation configuration with respect to the sacrum and the left ilium. The sacrum and ilium geometries were modified to make the screw recess in the bones. A Boolean subtraction between the screw and the bone models was performed using CAD files, with the screws being placed following the insertion points and orientations of the design of experiments (Figure 18). The resulting sacral and ilium models had cavities corresponding to the negative of the screw shaft. Each screw was meshed using 4 node tetrahedrons with 0.4mm characteristic length elements. They were considered as a rigid body for computing time optimization. The interface between each screw and the bone was modeled with a point/surface penalty method contact interface with a Coulomb friction coefficient set to 0.2 (Bianco, Arnoux, Mac-Thiong, Wagnac, & Aubin, 2013).

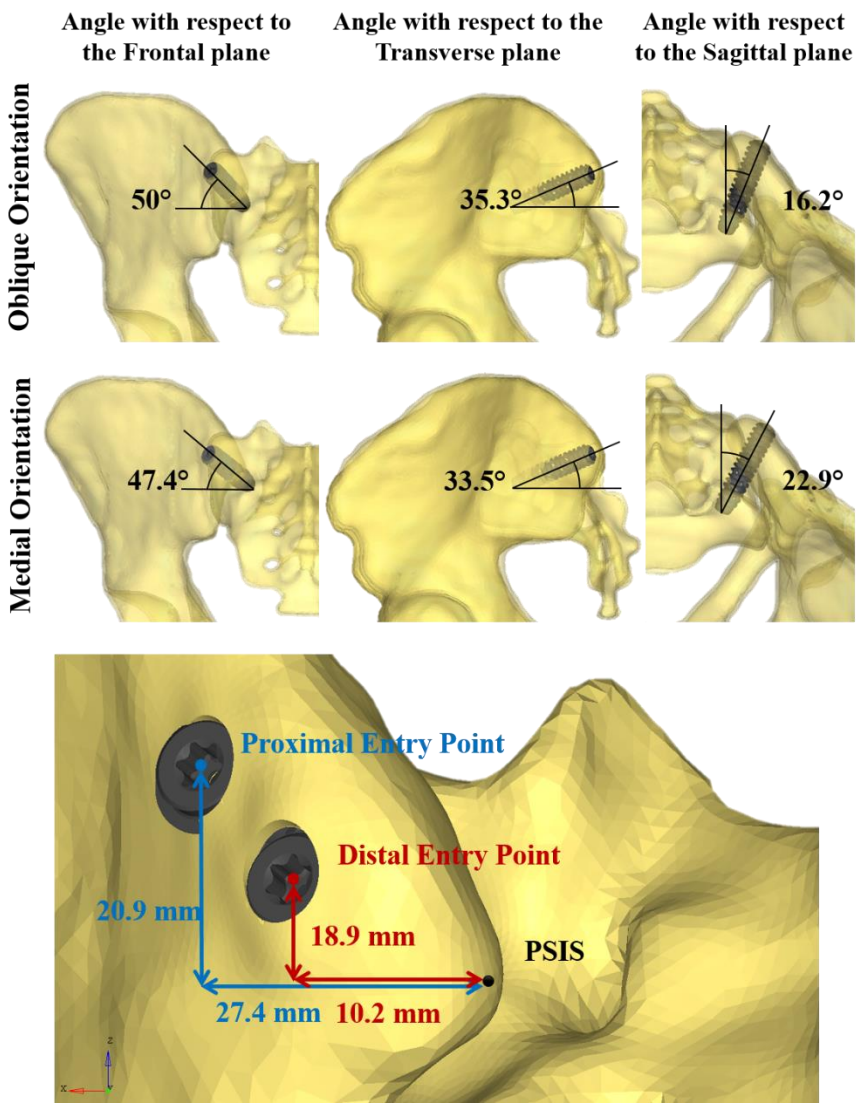

Figure 17 : Screw trajectory parameters

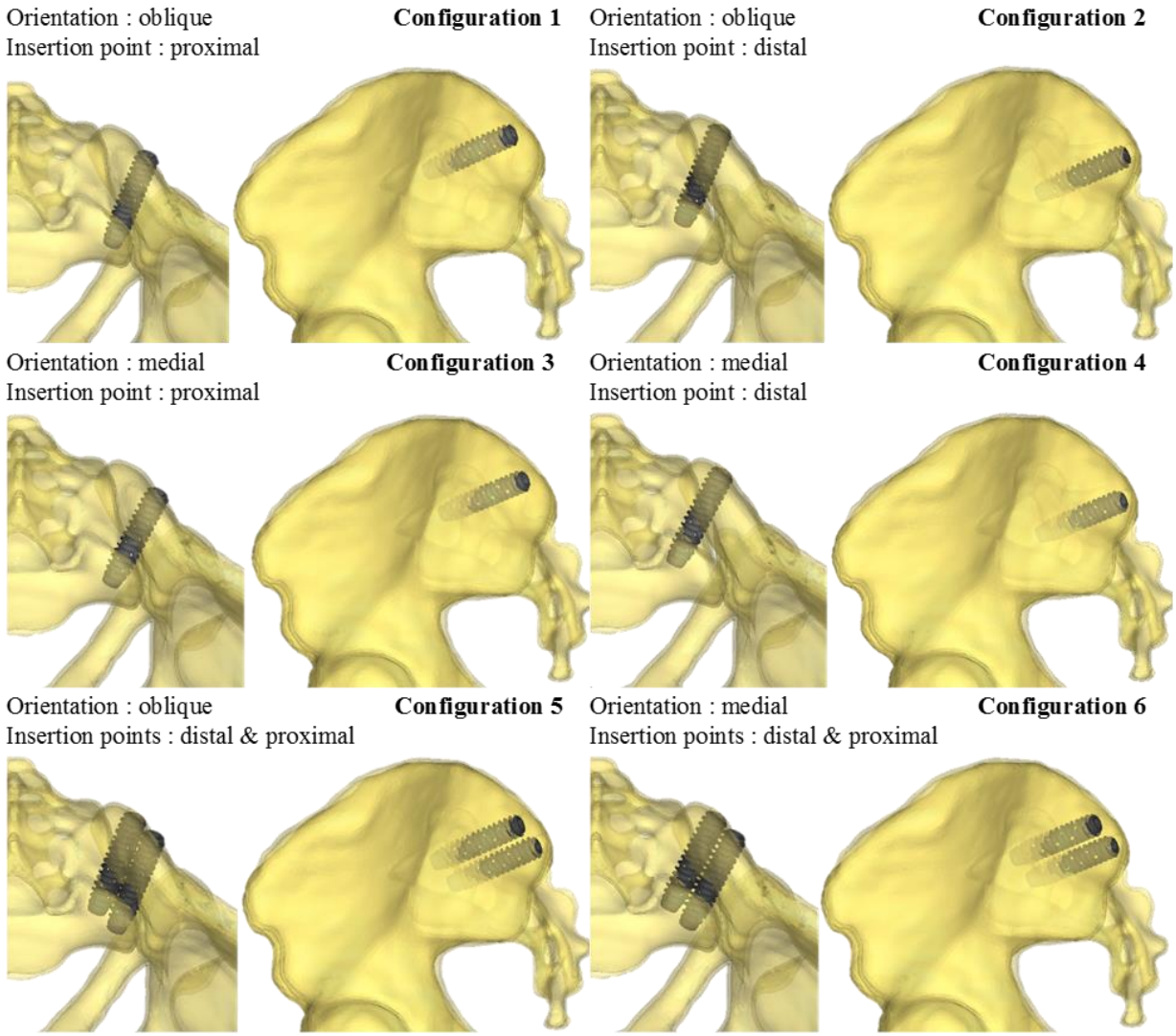

Figure 18 : Six simulated configurations

3.2.3.4 Model Evaluation

The same specimen used for the calibration data collection were experimentally tested using the same setup (Figure 16) in different configurations for the model evaluation: 1) instrumented with one screw, 2) with two screws. The loads applied had the same pattern as the 1000N load described earlier but two different levels were used (600N and 800N). A total of 8 tests were performed (2 specimens x 2 loading levels x 2 screw configurations).

The same configurations and loading cases were computationally tested with the FEM. The percentage of S1 endplate displacement reduction of the instrumented vs. uninstrumented (reference) model was computed and compared with the experimental data.

3.2.3.5 Simulation and assessment of the fixation configurations

Using the FEM, three ramped vertical loads (600, 800 and 1000N) were computationally applied to the center of S1 endplate, while the bottom part of the two iliac bones was fixed to mimic the experimental conditions. For each of the 3 simulations, the load was maintained at a plateau for stabilization purpose and finally unloaded to 0N.

The effects of instrumentation parameters were computationally assessed using a full design of experiments (DOE) considering two independent variables related to the screw trajectory (insertion point and orientation of the screw), and the number of screws (one or two). The tested orientations (medial or oblique) and insertion points (proximal or distal) are displayed on Figure 17. The DOE included 6 configurations of instrumentation (Figure 17). The dependent variables were the local SIJ displacement, i.e. the relative motion between the sacrum and the ilium at the SIJ. This local displacement within the SIJ was computed both in rotation in the sagittal plane and in translation. The rotation was computed using the local axes of the ilium and the sacrum at the SIJ, while the relative translation was computed as the average of the relative linear displacement between 14 pairs of facing points on each part of the articular surfaces after the simulated load. For each simulated configuration, the percentage of displacement reduction (both in rotation and translation) was calculated with respect to the reference uninstrumented configuration.

3.2.4 Results

Table 6 : Comparison of experimentally measured and simulated S1 endplate displacement reduction due to the screws.

	1 screw configurations			**2 screw configurations**		
	Exp.	*Sim.*	*Difference*	*Exp.*	*Sim.*	*Difference*
600N	14.98%	13.86%	1.12%	17.71%	14.36%	3.35%
800N	12.09%	14.75%	2.66%	14.27%	15.46%	1.19%

Table 6 presents the results of the model evaluation study. For one screw, the difference between the simulated and experimentally measured S1 endplate displacement reduction in

translation was 1.12% and 2.66% respectively at 600 and 800N, while for two screws, the difference was 3.35 % and 1.19%.

The simulated vertical loading on the uninstrumented model generated a main vertical displacement of the sacrum accompanied with a rotation (nutation) with respect to the ilium. This behavior could be observed when looking at the global displacement (Figure 19) and local displacement vectors of 14 points of the SIJ articular facets (Figure 20). The computed local rotation between the sacral and iliac surfaces in the sagittal plane was 1.11°, 1.55° and 1.97° respectively under vertical loads of 600N, 800N and 1000N. The six simulated configurations generated rather different responses to restrain the relative SIJ motion. The local sagittal rotation reduction varied between 19.8% (configuration #4 at 1000N) and 49.8% (configuration #5 at 1000N) for the instrumented simulations, while the translation reduction varied between 10.5% for configuration #3 at 800N and 56.7% for configuration #4 at 1000N. The SIJ local translation was 32% lower when the proximal entry point was used instead of the proximal one (configuration #2 vs. #1). The simulation with two screws (configuration #6) generated similar displacements as the ones with one screw (simulation #3). In the case of a one screw configuration, the orientation had a negligible influence (< 5%, configuration #1 vs. #3). In the cases of two screw configurations, the medial trajectory reduced the SIJ local translations by 45.9% vs. 35.3% for the oblique trajectory (configuration #5 vs. #6). Figure 21 Figure 22 summarize the simulated displacements in rotation and translation respectively, of the sacrum with respect to the left iliac bone for all the simulations, and the displacement reduction of the instrumented configurations with respect to the uninstrumented reference.

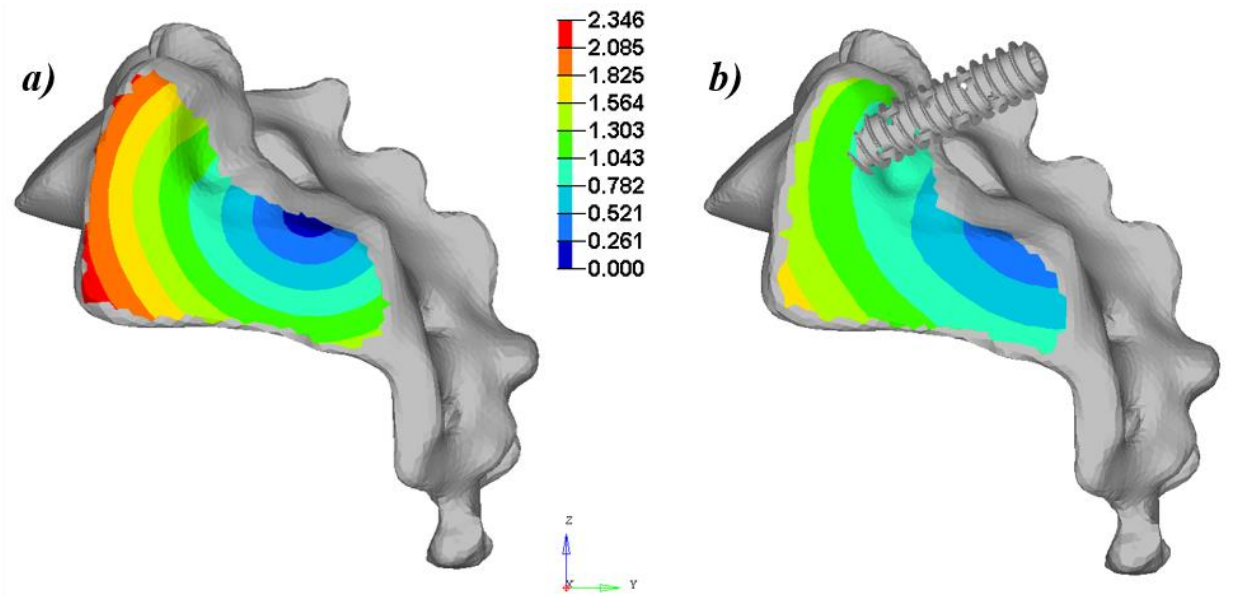

Figure 19 : Sagittal view of the global displacements (translations in mm) of the simulations at 1000N: a) uninstrumented (reference) and b) instrumented with one screw inserted obliquely at the proximal insertion point.

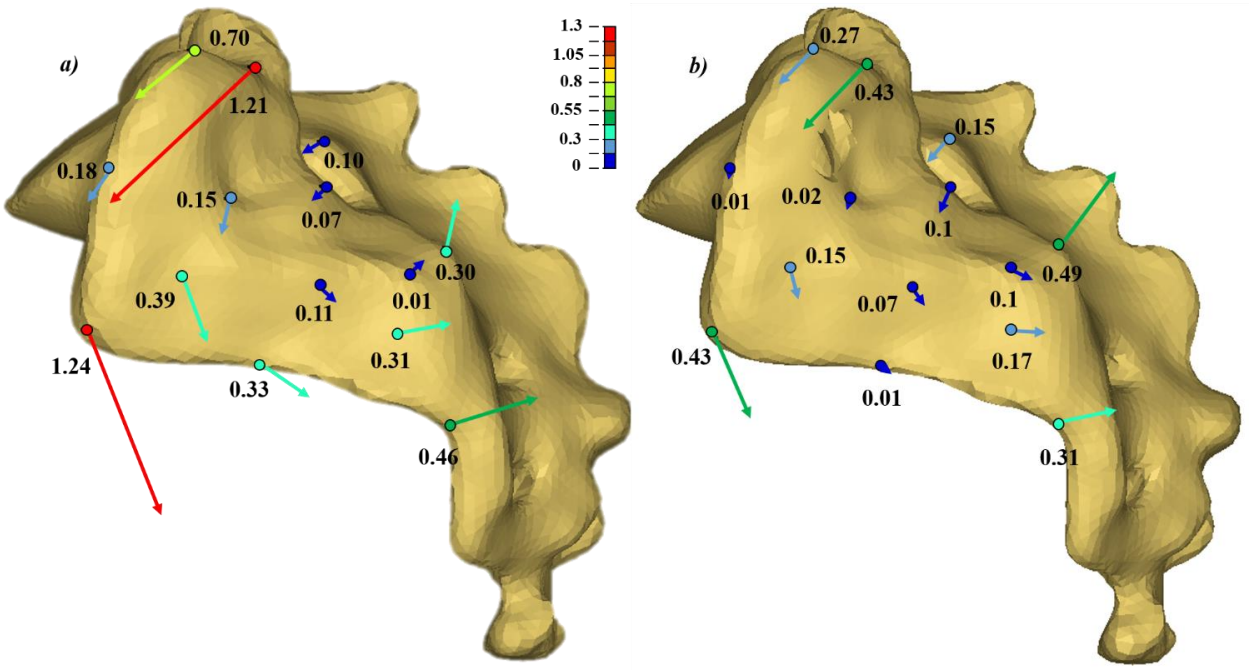

Figure 20 : Local displacements (translations in mm) of 14 points of the SI facet of the sacrum with respect to the iliac bone after a vertical loading of the sacrum of 1000N: a) unistrumented; b) instrumented (configuration 1). The displacement vectors are magnified for clarity.

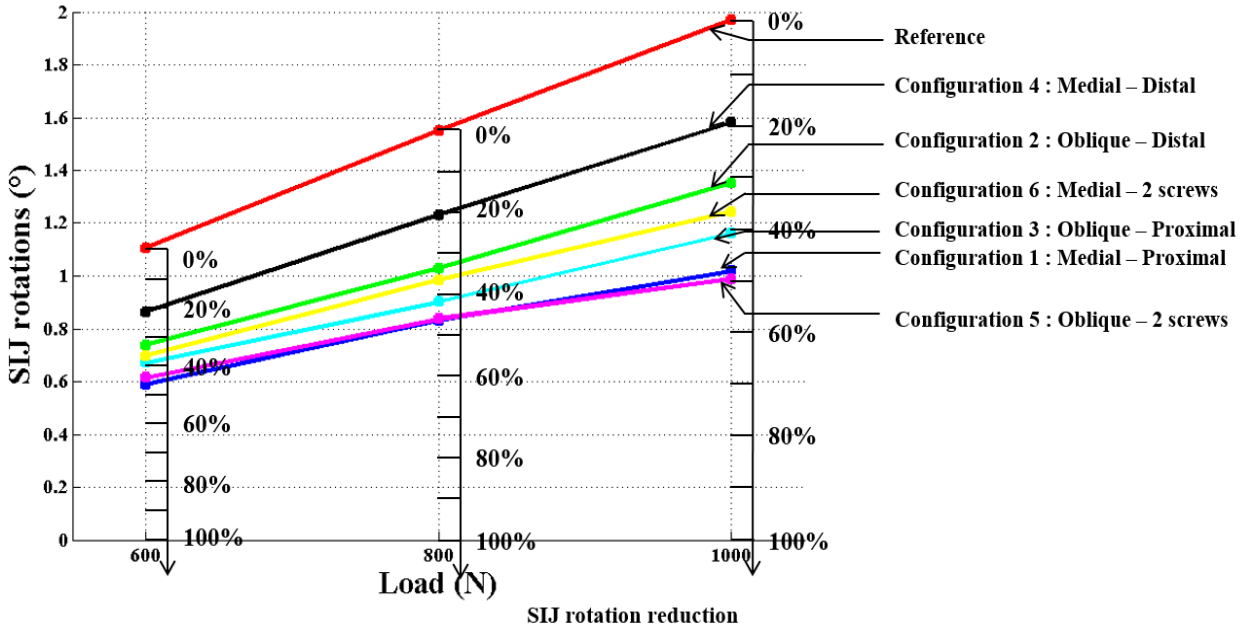

Figure 21 : SIJ local rotations in the sagittal plane and % of reduction with respect to the uninstrumented reference.

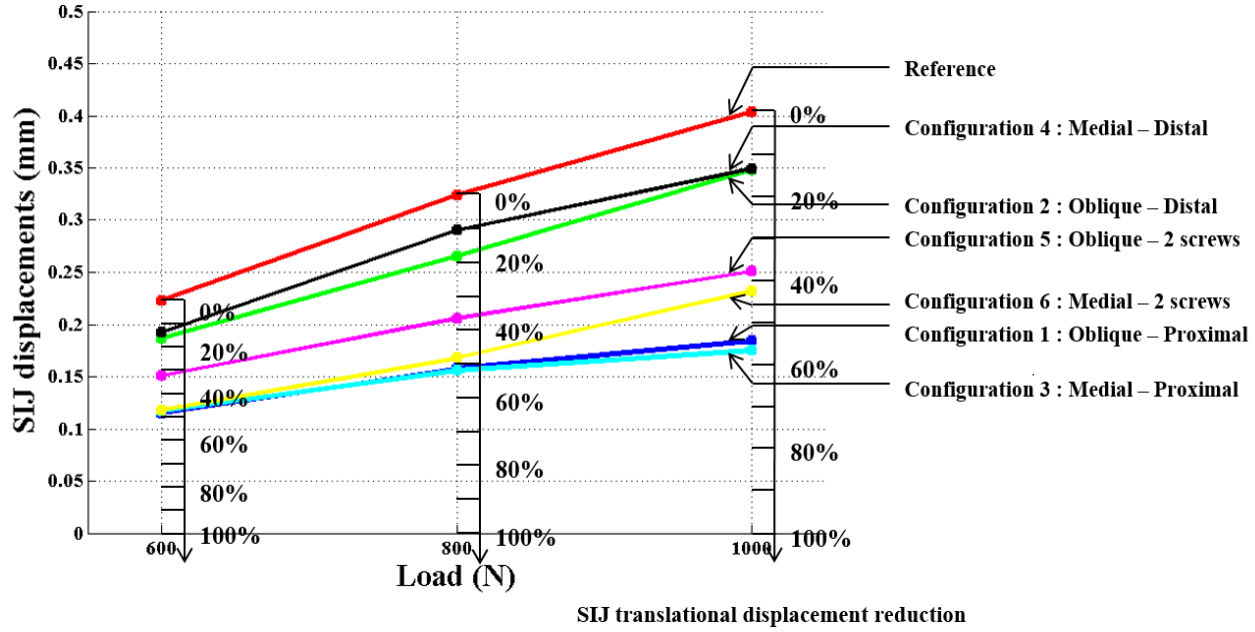

Figure 22 : average SIJ local displacements (translations) and % of displacement reduction with respect to the uninstrumented reference.

3.2.5 Discussion

The simulated uninstrumented SIJ with vertical loads showed that the SIJ exhibited mainly relative rotational movements (nutation) and shear stress around an axis perpendicular to the sagittal plane joining the two interosseous ligaments as shown on the figures 19 and 20. The center of rotation was located on the sagittal plane, approximately at the center of the S2 vertebra. This sacroiliac displacement pattern was also similarly described by Farabeuf (Kapandji, 2007). The introduction of a fixation device essentially restrained that rotational motion as shown on Figure 20. The SIJ fixation was more efficiently done with the screw inserted proximally which was located farther from the center of rotation than the distal insertion point.

The screw orientation had a slight influence on SIJ displacement reduction only in the two-screw instrumentation scenarios. The instrumentation using the medial orientation (configuration 6) had a better ability to stabilize the SIJ than the one with the oblique orientation (configuration 5), as the screw axis was more parallel to the SIJ axis of rotation. The simulations of the configurations with two screws showed no significant improvement of the stabilization as compared to equivalent configurations with one screw. The analysis of the stresses sustained by the screws revealed that the mechanical action to perform the SIJ stabilization was mainly ensured by the screw which is the furthest from the sacrum IRC, i.e. the proximal one (Figure 23).

The intra-articular simulated SIJ displacements were in the same order of magnitude (0.1mm – 1mm) as those published in the literature (Goode et al., 2008), but with specimens of different ages and conditions. The simulation of the experimental conditions of Miller [10] gave a sacral displacement of 0.244mm which is slightly lower (0.03mm) than the published experimental values.

SIJ devices reduced by up to 50 % the articulation local translational movement while the S1-endplate displacement was only lowered by 15%. This difference is mainly due to the iliac bone deformation which makes the two articular facets staying in close contact while the sacrum rotates.

The model showed credibility to appropriately replicate the reduction of movement between the instrumented configurations vs. the uninstrumented reference given the little difference between the simulated and experimental data (≤3%). However, given the small number, age and inter-individual variability of the experimental cases and their instrumentation, and of the testing conditions, the ability to compare displacements and predict absolute values of motion is limited.

This limits the predictive capability of the model to relative assessment of instrumentation configurations, which was close to the experimental findings, vs. absolute quantification of local displacements which would be specific to a given pelvis condition.

There are additional limitations to this computational study. First the SIJ instrumentations were only tested in compression with six surgical scenarios and three instrumentation parameters. Additional fixation choices such as the screw length and additional simulations with different physiological loads such as flexion, extension, lateral bending and axial rotation should be performed to better assess the biomechanics of SIJ fixation and perform statistical analyses. Patient-specific parameters such as the bone quality and joint stiffness should also be further investigated to better understand and characterize the biomechanics of the SIJ instrumentation. Also, the bone-screw interface was idealized and did not model the damages (cracks, micro-fracture) which might be provoked during the device insertion. Including them in a further refined model of the bone-device interface would provide more precise results and better description and understanding of the local phenomena which could influence the quality of an instrumentation.

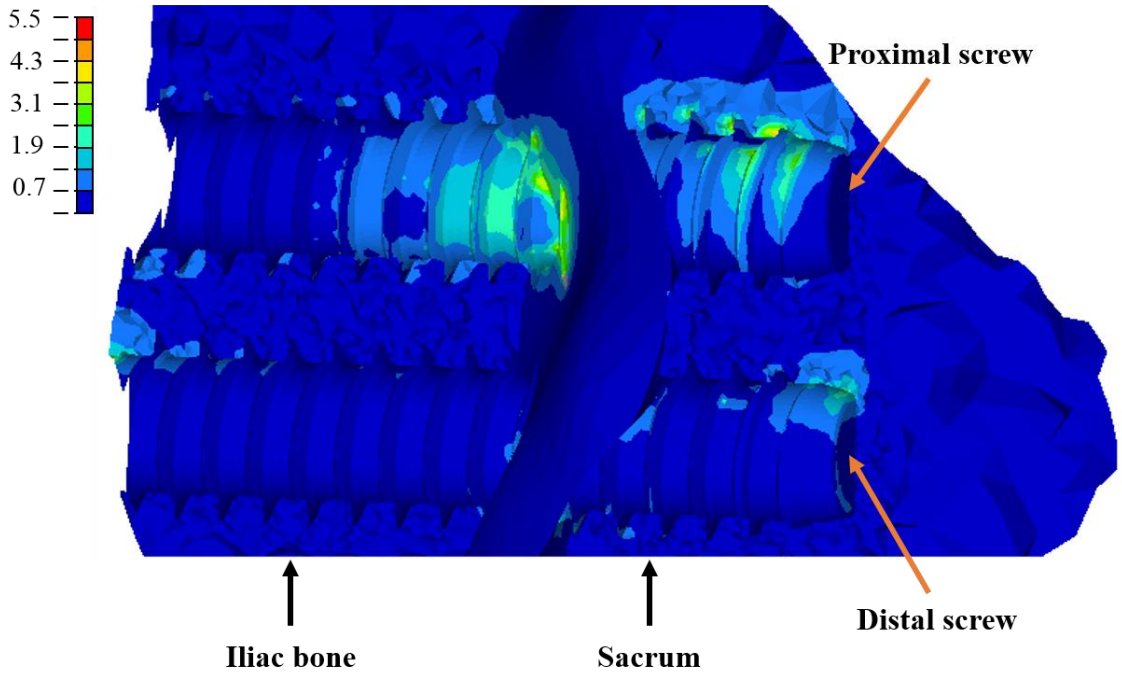

Figure 23 : Stresses (MPa) on the left ilium and sacrum trabecular bone (configuration 5, loaded at 800 N). The virtual axis of rotation is located below the figure.

3.2.6 Conclusion

A comprehensive FEM was developed to analyze the biomechanics of SIJ fixation with minimally invasive devices. It allowed to explore and better understand the micro-motion, mainly rotational, between the sacrum and ilium.

The insertion point is of major importance toward the reduction of the SIJ displacements. The screws located away from the SIJ axis of rotation showed a better ability to reduce the SIJ motion. The trajectory had an influence in 2 screw instrumentation scenarios. The more parallel the screw was with respect to the sacrum rotation axis, the better was the fixation.

The model developed is a first step toward the comprehension of the SIJ fixation biomechanics. More instrumentation configurations and different loading cases should be simulated to better understand and characterize the SIJ fixation surgeries.

3.2.7 References

1. Cohen SP, Chen, Y, Neufeld, NJ. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert Rev Neurother* 2013; 13: 99-116.

2. Sembrano JN, Polly, DW. How Often Is Low Back Pain Not Coming From the Back? *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; 34: E27-E32.

3. Cusi MF. Paradigm for assessment and treatment of SIJ mechanical dysfunction. *J Bodyw Mov Ther* 2010; 14: 152-161.

4. Stark JG, Fuentes, JA, Fuentes, TI, Idemmili, C. The history of sacroiliac joint arthrodesis. *Current Orthopaedic Practice* 2011; 22: 545-557.

5. Al-Khayer A, Hegarty, J, Hahn, D, Grevitt, MP. Percutaneous sacroiliac joint arthrodesis: a novel technique. *J Spinal Disord Tech* 2008; 21: 359-363.

6. Dang AB, Schwartz, AK, Garfin, SR. The Painful Sacroiliac Iliac Joint. In: Phillips, F., Lieberman, I., Polly, D. editors, Minimally Invasive Spine Surgery: Springer New York; 2014. pp. 219-227.s

7. Kim JT, Rudolf, LM, Glaser, JA. Outcome of percutaneous sacroiliac joint fixation with porous plasma-coated triangular titanium implants: an independent review. *Open Orthop J* 2013; 7: 51-56.

8. Scheyerer MJ, Hullner, MW, Pietsch, C, et al. Implant-Bone Interface of Sacroiliac Joint Fusion Using iFuse Implant System. ISRN Minimally Invasive Surgery 2014; 2014: 6.

9. Shaffrey CI, Smith, JS. Stabilization of the sacroiliac joint. *Neurosurg Focus* 2013; 35: Editorial.

10. Miller JA, Schultz, AB, Andersson, GB. Load-displacement behavior of sacroiliac joints. *J Orthop Res* 1987; 5: 92-101.

11. Eichenseer PH, Sybert, DR, Cotton, JR. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011; 36: E1446-1452.

12. Bohme J, Shim, V, Hoch, A, et al. Clinical implementation of finite element models in pelvic ring surgery for prediction of implant behavior: a case report. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012; 27: 872-878.

13. Mears SC, Sutter, EG, Wall, SJ, et al. Biomechanical comparison of three methods of sacral fracture fixation in osteoporotic bone. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010; 35: E392-395.

14. El-Rich M, Arnoux, PJ, Wagnac, E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech* 2009; 42: 1252-1262.

15. Woon JT, Stringer, MD. Clinical anatomy of the coccyx: A systematic review. *Clin Anat* 2012; 25: 158-167.

16. Labe A. 2008. Etude des mécanismes lésionnels de la région abdominopelvienne. Applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II.

17. Peretz AM, Hipp, JA, Heggeness, MH. The internal bony architecture of the sacrum. Spine *(Phila Pa 1976)* 1998; 23: 971-974.

18. Steinke H, Hammer, N, Slowik, V, et al. Novel Insights Into the Sacroiliac Joint Ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010; 35: 257-263.

19. Hammer N, Steinke, H, Slowik, V, et al. The sacrotuberous and the sacrospinous ligament--a virtual reconstruction. *Ann Anat* 2009; 191: 417-425.

20. Labe A, Arnoux, P, Behr, M, et al. Advanced finite element model to simulate pelvic failure process. *Proceeding of the 7th international symposium on Computer Methods in Biomechanics*, Nice 2006.

21. Garo A, Arnoux, PJ, Aubin, CE. Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2009; 12: 121-122.

22. Conza N. Part 3: Tissue preconditioning. *Experimental Techniques* 2005; 29: 43-46.

23. Garcia JM, Doblare, M, Seral, B, et al. Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. *Journal of Biomechanical Engineering* 2000; 122: 516-522.

24. Bianco RJ, Arnoux, PJ, Mac-Thiong, JM, et al. Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2013; 16 Suppl 1: 246-248.

25. Kapandji AI. La ceinture pelvienne. In, Physiologie articulaire, 6th ed: Maloine; 2007.

26. Goode A, Hegedus, EJ, Sizer, P, et al. Three-dimensional movements of the sacroiliac joint: a systematic review of the literature and assessment of clinical utility. *J Man Manip Ther* 2008; 16: 25-38.

CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le travail réalisé au cours de ce projet de maîtrise a permis le développement d'un modèle par éléments finis du pelvis comportant une représentation fine de la jonction sacro-iliaque du point de vue géométrique et mécanique. Ce modèle a ensuite été utilisé pour tester des dispositifs de fusion de la JSI, en vue de caractériser leur influence ainsi que celle de trois paramètres de l'instrumentation (orientation et point d'insertion de la vis et nombre de vis) sur les déplacements de l'articulation.

Six configurations d'implants ont été simulées. Ce nombre de simulations, quoique relativement peu élevé, a néanmoins permis de dégager des tendances sur l'influence des paramètres de l'instrumentation et d'en expliquer les principes biomécaniques sous-jacents. L'importance majeure de la position du point d'insertion a ainsi pu être reliée au mouvement physiologique de rotation (nutation) du sacrum. En effet, un déplacement de l'implant de 18mm entre la position distale et la position proximale engendre une réduction supplémentaire des déplacements articulaires de 41% (14% vs 55%). Le point d'insertion doit donc être le plus éloigné possible de l'axe de rotation du sacrum, qui est perpendiculaire au plan sagittal et rejoint les deux ligaments interosseux, pour réduire efficacement les déplacements de la JSI. De même, la faible différence entre les instrumentations à deux vis comparativement à celle à une vis est imputée au fait que la vis la plus éloignée du CIR du sacrum possède une action mécanique majeure par rapport à celle plus rapprochée du CIR. Cependant, les six configurations d'implants testées n'ont pas permis d'obtenir suffisamment de données pour réaliser une étude statistique complète qui pourrait quantifier de façon plus précises les influences respectives des paramètres de l'instrumentation sur les déplacements de la JSI.

Aux vues des résultats des simulations d'instrumentation effectuées, la première partie de l'hypothèse de recherche qui a été testée durant ce projet de maîtrise est partiellement confirmée car ceci dépend de la configuration d'implants. En effet, seule l'utilisation d'un implant positionné au point d'insertion proximal permet de diminuer de plus de 50% les translations dans la jonction sacro-iliaque. La deuxième partie de l'hypothèse de recherche est aussi partiellement vérifiée puisque parmi les trois paramètres de l'instrumentation qui ont été testés, seule la position du point d'insertion a montré un effet significatif.

Les configurations d'instrumentation ont été testées uniquement pour un cas de chargement physiologique simulant un poids vertical appliqué sur le plateau sacré, le pelvis orienté de manière à simuler une position debout. Les conclusions tirées de l'étude se limitent à ce cadre. En effet, l'influence et l'efficacité d'un paramètre dépend fortement de la position de l'axe de rotation du sacrum. Or, d'autres cas de chargement tels que des moments de torsion ou de flexion latérale engendreraient des mouvements ayant d'autres axes de rotation. Les instrumentations mettant en œuvre plusieurs implants pourraient ainsi révéler leur intérêt. En effet, chacun reprendrait les efforts engendrés par une des sollicitations subies par le sacrum.

Afin d'obtenir les données nécessaires à la calibration puis l'évaluation du modèle par éléments finis, des tests cadavériques ont été effectués. Les spécimens testés proviennent de sujets relativement âgés. Chacun a été testé selon trois configurations : sans instrumentation, puis après instrumentation avec une et enfin deux vis. La première série de tests a produit les données utilisées pour le calibrage du modèle, alors que les résultats des deux autres ont été employés pour son évaluation. Le nombre limité et l'âge avancé des sujets testés donnent un panel restreint de données sur lesquelles se baser pour calibrer le module d'Young des ligaments. Les mesures effectuées pour collecter les données pour l'évaluation du modèle sont peu nombreuses. Les résultats expérimentaux auxquels le modèle peut être confronté en vue de sa validation sont donc limités. De plus, lors d'un calibrage/validation, il est nécessaire que les données utilisées soient complètement découplées pour en assurer la rigueur. Or, bien qu'elles aient été recueillies pour des configurations différentes, les données pour le calibrage et la validation ont été mesurées à partir des mêmes spécimens ce qui peut nuire à leur indépendance. Il serait donc utile de conduire des essais expérimentaux supplémentaires afin d'avoir des données suffisantes pour une plus complète et plus rigoureuse étape de calibrage/validation. Cela permettrait d'apporter des éléments additionnels en faveur de la crédibilité du modèle, son évaluation ayant déjà montré qu'il était capable de simuler une réduction du déplacement du plateau sacré avec un écart de moins de 3%.

Le calibrage des propriétés mécaniques des tissus mous du pelvis n'a été réalisé que pour le module d'Young des ligaments. Les propriétés du cartilage n'ont elle pas été modifiées. En effet, une étude de sensibilité a montré son faible impact sur les déplacements du plateau sacré et des surfaces articulaires. Cela peut s'expliquer notamment par le fait que le cas de chargement testé ne sollicite pas mécaniquement les cartilages de la jonction sacro-iliaque.

L'évaluation concluante du MÉF a également permis de justifier les techniques de modélisation de l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque et de l'interaction vis/os employées. Les méthodes mises en œuvre (opération booléenne et utilisation d'une interface de contact) pour simuler l'installation des vis ont été reprises et adaptées d'autres types de dispositifs, (vis pédiculaire) dans d'autres conditions de chargements, (chargements non physiologiques d'arrachement ou de flexion) que celles de la présente étude. Leur utilisation dans le cadre de sollicitations plus faibles a été montrée comme étant adaptée, compte tenu des résultats de l'évaluation du modèle.

Le prétraitement (élaboration du maillage et définition des conditions aux limites) a été nécessaire pour chacune des six configurations, étant donné que le maillage diffère à chaque fois du fait du placement différent des vis. Certaines étapes ont pu être automatisées pour une plus grande efficacité, mais une grande partie des actions est toujours manuelle, ce qui limite pour l'instant le nombre de modèles qu'il est possible de créer dans un temps donné. Aussi, cette différence de maillage peut avoir occasionné des disparités, notamment dans le calcul des forces de contact et des contraintes au niveau des empreintes des vis, où le fait d'avoir une interface rend le modèle très sensible à la position des nœuds. Il serait donc intéressant d'améliorer les techniques d'automatisation pour rendre le prétraitement plus rapide et efficace, afin d'à la fois augmenter le nombre de cas testés mais également d'assurer une plus grande uniformité entre les maillages.

Le temps de calcul du modèle est relativement important (jusqu'à deux jours). Cela provient notamment de la taille importante du modèle, qui comporte jusqu'à 220,000 nœuds et un million d'éléments dans le cas de simulations d'instrumentation à deux vis. En effet, un des critères de la modélisation était de représenter fidèlement les géométries des structures osseuses et ligamentaires du pelvis, et celles-ci étant complexes et irrégulières, il a été nécessaire de les modéliser par des éléments triangulaires et tétraédriques de petite taille (tailles caractéristiques de 0.4 à 3mm). Une autre raison du temps de calcul important est la présence d'interfaces de contact. En effet, les faibles distances (inférieures à 0.05 mm) entre les points de la surface maîtresse et de la surface esclave ainsi que la rigidité doivent être recalculées à chaque pas de temps.

Plusieurs « astuces » ont été utilisées pour minimiser le temps de calcul. L'une d'elle est l'utilisation de la relaxation cinétique. Cette option supprime numériquement les effets dynamiques en annulant toutes les vitesses nodales à chaque maximum de l'énergie cinétique. On a donc pu

simuler des situations de chargement quasi-statique tel qu'effectué dans les tests cadavériques en appliquant les efforts de manière relativement rapide, et donc sur une plus courte durée que celle que l'on aurait dû considérer sans l'utilisation de cette option. Cependant, cette méthode n'a pas de sens physique et elle introduit des erreurs dans les calculs notamment dans la période transitoire, où les effets dynamiques seraient susceptibles de se manifester et sont annihilés par la relaxation cinétique. L'étude réalisée n'a donc tenu compte que des grandeurs mesurées à l'équilibre, loin de ce régime transitoire.

Une autre des « astuces » utilisées pour limiter le temps de calcul a été de considérer les vis comme des corps rigides et de leur assigner des propriétés matérielles plus faibles que celles du titanium (0.1 GPa vs. 110 GPa), afin de se rapprocher des propriétés de l'os trabéculaire (48.75 MPa) avec lequel elles interagissent majoritairement au sein de l'interface de contact. Étant donné que la vis comporte plus de 30,000 nœuds et 125,000 éléments pour décrire finement sa géométrie, le fait de définir la vis comme un solide rigide a permis de réduire significativement le nombre de nœuds et d'éléments où les calculs sont effectués, en rapportant au nœud maître de la vis seulement le calcul du corps solide. Étant donné que la vis a été modélisée comme un corps indéformable, le fait de lui assigner des propriétés plus faibles a permis de réduire les temps de calculs, sans affecter les résultats. Ceci provient de la manière dont est calculée la rigidité ainsi que le pas de temps des nœuds appartenant à l'interface. Avant cette modification, le fait d'avoir des matériaux dont les modules d'élasticité étaient très éloignés les uns des autres (facteur de 2250 entre l'os trabéculaire et le titanium) avait pour effet de considérablement réduire le pas de temps et donc entraîner des temps de calculs très importants. Avec les propriétés du titanium, le pas de temps était de l'ordre de 10^{-9}ms, alors que celui avec les propriétés révisées est de l'ordre de 10^{-5}ms. Le temps de calcul est donc divisé par 10,000, ce qui le fait donc passer d'une valeur rédhibitoire de plusieurs années à une valeur acceptable de quelques heures (modèle sans instrumentation) à deux jours (modèle instrumenté avec deux implants). Le bénéfice apporté par cette technique de modélisation numérique est donc indéniable.

Cependant, ces deux dernières « astuces » numériques utilisées pour réduire le temps de calcul CPU possèdent des limites. Premièrement, elles n'ont aucun sens physique. Ensuite, elles empêchent le calcul de grandeurs auxquelles il serait intéressant d'avoir accès, telles que les contraintes et déformations à l'intérieur de la vis, étant donné que la vis est considérée comme un solide indéformable. De plus, cela empêche d'étudier l'effet du matériau de la vis sur son efficacité

biomécanique. Si cette grandeur doit être étudiée dans le futur, il faudra développer une autre méthode de modélisation de l'interface vis os, car celle utilisée actuellement ne pourrait pas l'être avec les propriétés mécaniques réelles des dispositifs chirurgicaux.

La modélisation de l'interface vis/os a été idéalisée dans cette étude. Elle représente les opérations de perçage et de taraudage de l'empreinte de la vis dans l'os comme un simple retrait de matière, et ne tient pas compte des dommages qu'entrainent ces étapes de la chirurgie sur les tissus osseux, tels que des fissures ou des micro-fractures. Le raffinement de la modélisation de cette interface permettrait une meilleure description et une meilleure compréhension des phénomènes locaux qui pourraient influencer la qualité d'une instrumentation.

Le modèle par éléments finis à la base de ce projet a été initialement développé pour des applications en traumatologie et donc des cas de chargements dynamiques, en grandes déformations et haut taux de déformations. Les modèles de comportement des matériaux constituant les tissus ont donc été choisis en conséquence. Ainsi qu'il a été détaillé dans la partie 3.1.2, les paramètres de lois de comportement ont été adaptés pour l'étude actuelle qui est quasi-statique. Cependant, si les paramètres ont été modifiés, les lois de comportements ont quant à elles été conservées. Certains phénomènes ont été négligés comme l'absence de modélisation de la « toe region » des ligaments. Cette zone de la courbe contraintes/déformations proche de l'origine correspond à une non-linéarité comparativement au reste de la courbe avant endommagement. Dans cette région, les déformations engendrées par une contrainte donnée sont supérieures à celles qui seraient observées si la loi de comportement était 100% linéaire. Étant donné que la présente étude met en œuvre des chargements quasi-statiques physiologiques, la prise en compte de cette « toe-region » permettrait une amélioration de la modélisation des phénomènes biomécaniques qui ont lieu dans cette gamme de chargement.

Au cours de cette étude, seuls les déplacements de la jonction sacro-iliaque en rotation et en translation ont été investigués pour caractériser l'effet biomécanique d'une instrumentation car ce sont les paramètres qui représentent le mieux la qualité d'une opération d'arthrodèse. Cependant, il serait intéressant d'analyser d'autres paramètres qui ont également de l'importance dans la réalisation de la fusion de la jonction sacro-iliaque. C'est le cas des contraintes entre l'os et l'implant qui influence l'ostéointégration de ce dernier. Il serait donc intéressant d'étudier plus en profondeur que cela ne l'a été fait dans le présent projet les contraintes au contact de la vis et de

l'os et de comparer leur niveaux entre les différents scénarios de chirurgie. Cela permettrait de déterminer une configuration d'implants qui minimise à la fois les contraintes à l'interface vis/os ainsi que les déplacements intra-articulaires.

L'anatomie de la jonction sacro-iliaque pourrait également être prise en compte dans l'évaluation des trajectoires, en cherchant à préserver au maximum les tissus mous de l'articulation ainsi que les terminaisons nerveuses car cela fait partie du processus de choix d'une trajectoire par les chirurgiens.

Finalement, ce projet de maîtrise a permis de développer un modèle par éléments finis du pelvis avec une modélisation fine de la géométrie de la jonction sacro-iliaque et de son comportement mécanique en conditions physiologique ainsi que des outils pour évaluer des dispositifs d'arthrodèse de cette articulation. Les méthodes d'automatisation du maillage, bien que méritant d'être améliorées, permettent d'ores et déjà de faciliter la modélisation des scénarios d'instrumentation. Un projet visant à modéliser un plus grand nombre d'instrumentations pour tester plus de modalités des différents paramètres de la chirurgie et donc mieux caractériser leur influence sur les résultats post-opératoires est prévu. Cela permettra également de mieux comprendre les principes biomécaniques mis en jeu lors de l'opération de fusion de la jonction sacro-iliaque. L'objectif final est, à terme, d'émettre des recommandations destinées aux chirurgiens pour la pratique des chirurgies d'arthrodèse de la jonction sacro-iliaque.

CHAPITRE 5 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

L'hypothèse de recherche qui a été étudiée au cours du présent projet de maîtrise est que l'instrumentation de la jonction sacro-iliaque permet de réduire les déplacements intra-articulaires, et que les paramètres de la chirurgie influencent la capacité d'une configuration d'implant à stabiliser l'articulation. En effet, la qualité d'une arthrodèse est fortement reliée à la faiblesse de ces déplacements, et l'objectif de la chirurgie de fusion est donc de les minimiser.

Pour répondre à cette hypothèse de recherche constituée de deux volets, le premier objectif a été de développer un modèle par éléments finis du pelvis avec une modélisation fine de la jonction sacro-iliaque adaptés aux conditions de la présente étude. Des tests expérimentaux cadavériques ont été effectués pour collecter des données sur le comportement mécanique force-déplacement du bassin sans et avec instrumentation pour des chargements quasi-statiques verticaux appliqués sur le plateau sacré. Le module d'Young des ligaments du modèle par éléments finis du pelvis ont ensuite été ajustés pour que les déplacements simulés soient cohérents avec ceux mesurés expérimentalement en utilisant une méthode inverse itérative. Le modèle du pelvis final a permis de reproduire les déplacements physiologiques du sacrum tels que documentés expérimentalement et décrits dans la littérature (nutation). Il a également reproduit les réductions de déplacements du plateau sacré engendrées par l'instrumentation de la JSI avec un écart en deçà de 3% par rapport aux données expérimentale. Le modèle a donc été considéré comme un outil adapté pour la présente étude.

On a ensuite inclus dans le MÉF les dispositifs de fixation RIALTO™ en modélisant six différentes configurations dans lesquelles on a fait varier l'orientation des vis, leur point d'insertion ainsi que le nombre de vis. Les résultats des simulations ont permis d'évaluer l'effet des vis ainsi que l'influence des choix chirurgicaux sur les déplacements intra-articulaires. Cela a permis de mettre en évidence que l'instrumentation de la JSI permet de réduire les déplacements intra articulaires en translation de jusqu'à 57.7%, et les déplacements en rotation de jusqu'à 48.9%. Une vis implantée au point d'insertion proximal réduit 32% de plus les déplacements locaux en translation qu'une vis placée au point distal. Les déplacements de la JSI ne sont pas significativement impactés par l'ajout d'un deuxième implant localisé près du centre de rotation alors que la première vis est déjà insérée loin du CIR. Dans le cas d'une instrumentation à une vis,

l'orientation a une influence minime. Cependant, à deux vis, une orientation médiale apporte une réduction des translations de la JSI de 10% par rapport à une orientation oblique.

L'instrumentation permet donc de réduire de plus de la moitié les déplacements de la jonction sacro-iliaque lorsqu'une vis placée au point d'insertion proximal est utilisée. Le point d'insertion est le seul paramètre testé possédant une influence significative sur la capacité d'une configuration d'implant à réaliser une arthrodèse.

Les dispositifs de fusion et la technique d'instrumentation évalués au cours de ce projet de maîtrise sont apparus à la fin des années 2000; ils sont donc récents. Leur utilisation se démocratise seulement depuis les toutes dernières années, ce qui donne à ce projet un caractère novateur. Les résultats de l'étude vont permettre d'orienter les futures recherches et constituent des résultats préliminaires pour l'amélioration de la technique chirurgicale de fusion de la jonction sacro-iliaque.

Grâce à ces premiers résultats, on a pu apporter les connaissances suivantes quant à la technique chirurgicale optimale pour la réduction des déplacements articulaires dans le cas de chargements verticaux :

- Le point d'insertion de la vis doit être éloigné le plus possible du centre instantané de rotation du sacrum pour minimiser les déplacements dans la jonction sacro-iliaque. Celui-ci se trouve approximativement dans le plan sagittal, au centre du niveau vertébral S2.
- L'ajout d'une deuxième vis n'est pas nécessaire si la première vis est localisée loin du centre instantané de rotation pour ce qui est de réduire les déplacements intra-articulaires.

Ce projet constituait une première étape afin de mieux comprendre la biomécanique de la fixation de la jonction sacro-iliaque. Afin de poursuivre l'étude, il serait nécessaire de réaliser des simulations sur un plus grand nombre de scénarios d'instrumentation et différents cas de chargement physiologiques (torsion, flexion…) pour avoir un plus grand échantillon de données pour comprendre et caractériser les effets des paramètres de la chirurgie sur les résultats de l'arthrodèse. De plus, cela permettrait d'effectuer une analyse statistique des résultats et donc de quantifier les influences des paramètres de la chirurgie et donc de déterminer lesquels sont les plus significatifs. Le modèle par éléments finis gagnerait également à être validé de manière plus

complète et rigoureuse. Pour cela il est nécessaire d'obtenir des données expérimentales supplémentaires en effectuant de nouveaux tests cadavériques. Ces données pourront également servir à calibrer plus précisément et rigoureusement les propriétés mécaniques des tissus intégrées dans le MÉF. De plus, la loi de comportement des ligaments pourrait être améliorée pour mieux décrire leur comportement pour de faibles valeurs de contraintes et de déformations. Enfin, d'autres paramètres, telles que les contraintes à l'interface vis/os, qui sont eux-aussi pertinents pour caractériser la qualité d'une arthrodèse de la jonction sacro-iliaque pourraient être investigués et permettre de conduire une étude visant à déterminer les choix chirurgicaux qui optimisent ces différents paramètres.

BIBLIOGRAPHIE

RADIOSS Theory Manual. (2009). Altair Engineering.

First Patient Enrolled in SImmetry Sacroiliac Joint Fusion Clinical Study. (2014, May 29). *PR Newswire*. Retrieved from http://search.proquest.com/docview/1530201442

Research and Markets: U.S. Minimally Invasive Spinal Devices Market - 2014 Executive Summery. (2014, May 08). *Business Wire*. Retrieved from http://www.researchandmarkets.com/research/m3kg7b/u_s_minimally

Ackerman, S. J., Polly, D. W., Jr., Knight, T., Schneider, K., Holt, T., & Cummings, J. (2013). Comparison of the costs of nonoperative care to minimally invasive surgery for sacroiliac joint disruption and degenerative sacroiliitis in a United States Medicare population: potential economic implications of a new minimally-invasive technology, *ClinicoEconomics and outcomes research, 5*, 575-587. doi: 10.2147/ceor.s52967

Ackerman, S. J., Polly Jr, D. W., Knight, T., Holt, T., & Cummings, J. (2014). Management of sacroiliac joint disruption and degenerative sacroiliitis with nonoperative care is medical resource-intensive and costly in a United States commercial payer population. *ClinicoEconomics and outcomes research, 6*, 63.

Al-Khayer, A., Hegarty, J., Hahn, D., & Grevitt, M. P. (2008). Percutaneous sacroiliac joint arthrodesis: a novel technique. *J Spinal Disord Tech, 21*(5), 359-363. doi: 10.1097/BSD.0b013e318145ab96

Anderson, A. E., Peters, C. L., Tuttle, B. D., & Weiss, J. A. (2005). Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *J Biomech Eng, 127*(3), 364-373.

Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet, 354*(9178), 581-585. doi: 10.1016/S0140-6736(99)01312-4

Baria, D. (2010). *Sacroiliac joint biomechanics and effects of fusion.* (Dissertation/Thesis), ProQuest, UMI Dissertations Publishing. Retrieved from http://search.proquest.com/docview/755611989

Belanger, T. A., & Dall, B. E. (2001). Sacroiliac arthrodesis using a posterior midline fascial splitting approach and pedicle screw instrumentation: A new technique. *Journal of Spinal Disorders, 14*(2), 118-124. doi: 10.1097/00002517-200104000-00005

Bianco, R. J., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., Wagnac, E., & Aubin, C. E. (2013). Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 16 Suppl 1*(sup1), 246-248. doi: 10.1080/10255842.2013.815909

Bianco, R. J., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2014). Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. *J Spinal Disord Tech*. doi: 10.1097/BSD.0000000000000151

Bodzay, T., Floris, I., & Varadi, K. (2011). Comparison of stability in the operative treatment of pelvic injuries in a finite element model. *Arch Orthop Trauma Surg, 131*(10), 1427-1433. doi: 10.1007/s00402-011-1324-3

Bodzay, T., Szita, J., Mano, S., Kiss, L., Jonas, Z., Frenyo, S., & Csernatony, Z. (2012). Biomechanical comparison of two stabilization techniques for unstable sacral fractures. *J Orthop Sci, 17*(5), 574-579. doi: 10.1007/s00776-012-0246-4

Bohme, J., Lingslebe, U., Steinke, H., Werner, M., Slowik, V., Josten, C., & Hammer, N. (2014). The extent of ligament injury and its influence on pelvic stability following type II anteroposterior compression pelvic injuries--A computer study to gain insight into open book trauma. *J Orthop Res, 32*(7), 873-879. doi: 10.1002/jor.22618

Bohme, J., Shim, V., Hoch, A., Mutze, M., Muller, C., & Josten, C. (2012). Clinical implementation of finite element models in pelvic ring surgery for prediction of implant behavior: a case report. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 27*(9), 872-878. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.06.009

Buchowski, J. M., Kebaish, K. M., Sinkov, V., Cohen, D. B., Sieber, A. N., & Kostuik, J. P. (2005). Functional and radiographic outcome of sacroiliac arthrodesis for the disorders of the sacroiliac joint. *Spine J, 5*(5), 520-528; discussion 529. doi: 10.1016/j.spinee.2005.02.022

Buford Jr, W. L., Moulton, D. L., Gugala, Z., & Lindsey, R. W. (2010). *The sacroiliac spine - Computer simulation of motion and modeling of the ligaments.* Paper presented at the 2010 32nd

Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10, August 31, 2010 - September 4, 2010, Buenos Aires, Argentina.

Burkhart, T. A., Andrews, D. M., & Dunning, C. E. (2013). Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: a review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *J Biomech, 46*(9), 1477-1488. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.022

Cohen, S. P. (2005). Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesth Analg, 101*(5), 1440-1453. doi: 10.1213/01.ANE.0000180831.60169.EA

Cohen, S. P., Chen, Y., & Neufeld, N. J. (2013). Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert Rev Neurother, 13*(1), 99-116. doi: 10.1586/ern.12.148

Condez, B., Camisa, W., Leasure, J., Buckley, J., Kondrashov, D., & Ames, C. (2013). *Development of a Biomechanical Model for Sacroiliac Range of Motion.* Paper presented at the ASME 2013 Summer Bioengineering Conference.

Conza, N. (2005). Part 3: Tissue preconditioning. *Experimental Techniques, 29*(2), 43-46. doi: 10.1111/j.1747-1567.2005.tb00204.x

Cummings, J., Jr., & Capobianco, R. A. (2013). Minimally invasive sacroiliac joint fusion: one-year outcomes in 18 patients. *Ann Surg Innov Res, 7*(1), 12. doi: 10.1186/1750-1164-7-12

Cusi, M. F. (2010). Paradigm for assessment and treatment of SIJ mechanical dysfunction. *J Bodyw Mov Ther, 14*(2), 152-161. doi: 10.1016/j.jbmt.2009.12.004

Cypress, B. K. (1983). Characteristics of physician visits for back symptoms: a national perspective. *Am J Public Health, 73*(4), 389-395. doi: 10.2105/AJPH.73.4.389

Dakin, G. J., Arbelaez, R. A., Molz, F. J., Alonso, J. E., Mann, K. A., & Eberhardt, A. W. (2001). Elastic and viscoelastic properties of the human pubic symphysis joint: effects of lateral impact joint loading. *J Biomech Eng, 123*(3), 218-226.

Dalstra, M., & Huiskes, R. (1995). Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech, 28*(6), 715-724. doi: 10.1016/0021-9290(94)00125-n

Dalstra, M., Huiskes, R., & van Erning, L. (1995). Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *J Biomech Eng, 117*(3), 272-278.

Dang, A. B., Schwartz, A. K., & Garfin, S. R. (2014). The Painful Sacroiliac Iliac Joint. In F. Phillips, I. Lieberman & D. Polly (Eds.), *Minimally Invasive Spine Surgery* (pp. 219-227): Springer New York.

Deyo, R. A., Mirza, S. K., & Martin, B. I. (2006). Back pain prevalence and visit rates: estimates from U.S. national surveys, 2002. *Spine (Phila Pa 1976), 31*(23), 2724-2727. doi: 10.1097/01.brs.0000244618.06877.cd

Dienstknecht, T., Berner, A., Lenich, A., Zellner, J., Mueller, M., Nerlich, M., & Fuechtmeier, B. (2011). Biomechanical analysis of a transiliac internal fixator. *Int Orthop, 35*(12), 1863-1868. doi: 10.1007/s00264-011-1251-5

Duhon, B. S., Cher, D. J., Wine, K. D., Lockstadt, H., Kovalsky, D., & Soo, C. L. (2013). Safety and 6-month effectiveness of minimally invasive sacroiliac joint fusion: a prospective study. *Med Devices (Auckl), 6*, 219-229. doi: 10.2147/MDER.S55197

Eichenseer, P. H., Sybert, D. R., & Cotton, J. R. (2011). A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions. *Spine (Phila Pa 1976), 36*(22), 1446-1452. doi: 10.1097/BRS.0b013e31820bc705

El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech, 42*(9), 1252-1262. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.036

Endres, S., & Ludwig, E. (2013). Outcome of distraction interference arthrodesis of the sacroiliac joint for sacroiliac arthritis. *Indian J Orthop, 47*(5), 437-442. doi: 10.4103/0019-5413.118197

Foley, B. S., & Buschbacher, R. M. (2006). Sacroiliac joint pain: anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment. *Am J Phys Med Rehabil, 85*(12), 997-1006. doi: 10.1097/01.phm.0000247633.68694.c1

Freburger, J. K., Holmes, G. M., Agans, R. P., Jackman, A. M., Darter, J. D., Wallace, A. S., . . . Carey, T. S. (2009). The rising prevalence of chronic low back pain. *Arch Intern Med, 169*(3), 251-258. doi: 10.1001/archinternmed.2008.543

Garcia, J. M., Doblare, M., Seral, B., Seral, F., Palanca, D., & Gracia, L. (2000). Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. *Journal of Biomechanical Engineering, 122*(5), 516-522.

Garo, A., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2009). Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 12*(suppl. 1), 121-122. doi: 10.1080/10255840903080851

Giannoudis, P. V., Xypnitos, F., & Kanakaris, N. K. (2012). Sacroiliac Joint Fusion. In P. V. Giannoudis (Ed.), *Practical Procedures in Elective Orthopaedic Surgery* (pp. 29-34): Springer London.

Goel, V. K., & Svensson, N. L. (1977). Forces on the pelvis. *J Biomech, 10*(3), 195-200. doi: 10.1016/0021-9290(77)90058-6

Goode, A., Hegedus, E. J., Sizer, P., Brismee, J. M., Linberg, A., & Cook, C. E. (2008). Three-dimensional movements of the sacroiliac joint: a systematic review of the literature and assessment of clinical utility. *J Man Manip Ther, 16*(1), 25-38.

Gray, H., & Lewis, W. H. (1918). Articulation of the pelvis. In L. Febiger (Ed.), *Anatomy of the human body*. Philadelphia.

Gray, H., & Lewis, W. H. (1918). The Pelvis. In L. Febiger (Ed.), *Anatomy of the human body*. Philadelphia.

Ha, K. Y., Lee, J. S., & Kim, K. W. (2008). Degeneration of sacroiliac joint after instrumented lumbar or lumbosacral fusion: a prospective cohort study over five-year follow-up. *Spine (Phila Pa 1976), 33*(11), 1192-1198. doi: 10.1097/BRS.0b013e318170fd35

Hamidi-Ravari, B., Tafazoli, S., Chen, H., & Perret, D. (2014). Diagnosis and Current Treatments for Sacroiliac Joint Dysfunction: A Review. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports, 2*(1), 48-54. doi: 10.1007/s40141-013-0037-7

Hammer, N., Steinke, H., Lingslebe, U., Bechmann, I., Josten, C., Slowik, V., & Bohme, J. (2013). Ligamentous influence in pelvic load distribution. *Spine J, 13*(10), 1321-1330. doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.050

Hammer, N., Steinke, H., Slowik, V., Josten, C., Stadler, J., Bohme, J., & Spanel-Borowski, K. (2009). The sacrotuberous and the sacrospinous ligament--a virtual reconstruction. *Ann Anat, 191*(4), 417-425. doi: 10.1016/j.aanat.2009.03.001

Hao, Z., Wan, C., Gao, X., & Ji, T. (2011). The effect of boundary condition on the biomechanics of a human pelvic joint under an axial compressive load: a three-dimensional finite element model. *J Biomech Eng, 133*(10), 101006. doi: 10.1115/1.4005223

Ivanov, A. A. (2008). *Development, validation and clinical application of the finite element model of human pelvis.* (Dissertation/Thesis), ProQuest, UMI Dissertations Publishing. Retrieved from http://search.proquest.com/docview/304444288

Ivanov, A. A., Kiapour, A., Ebraheim, N. A., & 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*(5), 162-169. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181978ea3

Kapandji, A. I. (2007). La ceinture pelvienne *Physiologie articulaire* (6th ed., Vol. 3): Maloine.

Khurana, A., Guha, A., Mohanty, K., & Ahuja, S. (2011). Percutaneous Sacroiliac Joint Fusion with HMA Screws: Clinical and Radiological Outcome. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 93-B* (Suppl. I), 28.

Kibsgard, T. J., Roise, O., Sturesson, B., Rohrl, S. M., & Stuge, B. (2014). Radiosteriometric 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*(4), 406-411. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.02.002

Kienapfel, H., Sprey, C., Wilke, A., & Griss, P. (1999). Implant fixation by bone ingrowth. *J Arthroplasty, 14*(3), 355-368. doi: 10.1016/S0883-5403(99)90063-3

Kim, J. E., Li, Z., Ito, Y., Huber, C. D., Shih, A. M., Eberhardt, A. W., Soni, B. K. (2009). Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification. *J Biomech, 42*(13), 2191-2195. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.010

Kim, J. T., Rudolf, L. M., & Glaser, J. A. (2013). Outcome of percutaneous sacroiliac joint fixation with porous plasma-coated triangular titanium implants: an independent review. *Open Orthop J, 7*, 51-56. doi: 10.2174/1874325001307010051

Kim, Y. H., Yao, Z., Kim, K., & Park, W. M. (2014). Quantitative investigation of ligament strains during physical tests for sacroiliac joint pain using finite element analysis. *Man Ther, 19*(3), 235-241. doi: 10.1016/j.math.2013.11.003

Labe, A. (2008). *Etude des mécanismes lésionnels de la région abdominopelvienne. Applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière.* (Dissertation/Thesis), Université de la Méditerranée Aix-Marseille II.

Labe, A., Arnoux, P. J., Behr, M., Kayvantash, K., & Brunet, C. (2006). *Advanced finite element model to simulate pelvic failure process.* Paper presented at the Proceeding of the 7th international symposium on Computer Methods in Biomechanics, Nice.

Ledonio, C. G., Polly, D. W., Jr., & Swiontkowski, M. F. (2014). Minimally invasive versus open sacroiliac joint fusion: are they similarly safe and effective? *Clinical Orthopaedics and Related Research, 472*(6), 1831-1838. doi: 10.1007/s11999-014-3499-8

Liao, S.-h., Tong, R.-f., & Tang, M. (2009). *Computer aided design and evaluation of new anatomic fixation system on entire pelvic model*. Paper presented at the 2009 SIAM/ACM Joint Conference on Geometric and Physical Modeling, San Francisco, California.

Lindsey, D. P., Perez-Orribo, L., Rodriguez-Martinez, N., Reyes, P. M., Newcomb, A., Cable, A., Crawford, N. R. (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. doi: 10.2147/MDER.S63499

Maigne, J. Y., Aivaliklis, A., & Pfefer, F. (1996). Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976), 21*(16), 1889-1892.

Manchikanti, L., Singh, V., Datta, S., Cohen, S. P., & Hirsch, J. A. (2009). Comprehensive review of epidemiology, scope, and impact of spinal pain. *Pain Physician, 12*(4), 35-70.

Mason, L. W., Chopra, I., & Mohanty, K. (2013). The percutaneous stabilisation of the sacroiliac joint with hollow modular anchorage screws: a prospective outcome study. *Eur Spine J, 22*(10), 2325-2331. doi: 10.1007/s00586-013-2825-2

Mattucci, S. F., Moulton, J. A., Chandrashekar, N., & Cronin, D. S. (2013). Strain rate dependent properties of human craniovertebral ligaments. *J Mech Behav Biomed Mater, 23*(0), 71-79. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.04.005

Mears, S. C., Sutter, E. G., Wall, S. J., Rose, D. M., & Belkoff, S. M. (2010). Biomechanical comparison of three methods of sacral fracture fixation in osteoporotic bone. *Spine (Phila Pa 1976), 35*(10), 392-395. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181cb4fcd

Miller, J. A., Schultz, A. B., & Andersson, G. B. (1987). Load-displacement behavior of sacroiliac joints. *J Orthop Res, 5*(1), 92-101. doi: 10.1002/jor.1100050112

Miller, L. E., & Block, J. E. (2014). Minimally invasive arthrodesis for chronic sacroiliac joint dysfunction using the SImmetry SI Joint Fusion system. *Med Devices (Auckl), 7*, 125-130. doi: 10.2147/MDER.S63575

Miller, L. E., Reckling, W. C., & Block, J. E. (2013). Analysis of postmarket complaints database for the iFuse SI Joint Fusion System ® : a minimally invasive treatment for degenerative sacroiliitis and sacroiliac joint disruption. *Med Devices (Auckl), 6*, 77-84. doi: 10.2147/MDER.S44690

O'Shea, F. D., Boyle, E., Salonen, D. C., Ammendolia, C., Peterson, C., Hsu, W., & Inman, R. D. (2010). Inflammatory and degenerative sacroiliac joint disease in a primary back pain cohort. *Arthritis Care Res (Hoboken), 62*(4), 447-454. doi: 10.1002/acr.20168

Patel, V. (2012). Sacroiliac joint injuries. *Orthopedics, 35*(5), 398. doi: 10.3928/01477447-20120426-05

Pel, J. J., Spoor, C. W., Pool-Goudzwaard, A. L., Hoek van Dijke, G. A., & Snijders, C. J. (2008). Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces. *Annals of Biomedical Engineering, 36*(3), 415-424. doi: 10.1007/s10439-007-9385-8

Peretz, A. M., Hipp, J. A., & Heggeness, M. H. (1998). The internal bony architecture of the sacrum. *Spine (Phila Pa 1976), 23*(9), 971-974.

Phillips, A. T., Pankaj, P., Howie, C. R., Usmani, A. S., & Simpson, A. H. (2007). Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Med Eng Phys, 29*(7), 739-748. doi: 10.1016/j.medengphy.2006.08.010

Phillips, F. M., & Garfin, S. R. (2011). Minimally invasive sacroiliac joint fusion. *Orthopedics, 34*(8), 600-601. doi: 10.3928/01477447-20110627-20

Pitkin, H. C., & Pheasant, H. C. (1936). Sacrarthrogenetic telalgia II. A study of sacral mobility. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 18*(2), 365-374.

Rudolf, L. (2012). Sacroiliac Joint Arthrodesis-MIS Technique with Titanium Implants: Report of the First 50 Patients and Outcomes. *Open Orthop J, 6,* 495-502. doi: 10.2174/1874325001206010495

Rui, Z., Liming, C., Yan, Y., Haoxuan, L., Yongwei, J., Zhili, Z., Zuquan, D. (2009). *Development and Validation of a Three-Dimensional Finite Element Model of Lumbo-Pelvic-Femoral Complex.* Paper presented at the 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 11-13 June 2009.

Sachs, D., & Capobianco, R. (2012). One year successful outcomes for novel sacroiliac joint arthrodesis system. *Ann Surg Innov Res, 6*(1), 13. doi: 10.1186/1750-1164-6-13

Sashin, D. (1930). A Critical Analysis of the Anatomy and the Pathologic Changes of the Sacroiliac Joints Motion. *J Bone and Joint Surgery, 12*(4), 891-910.

Scheyerer, M. J., Hullner, M. W., Pietsch, C., Veit-Haibach, P., & Werner, C. M. L. (2014). Implant-Bone Interface of Sacroiliac Joint Fusion Using iFuse Implant System. *ISRN Minimally Invasive Surgery, 6.* doi: 10.1155/2014/571014

Schwarzer, A. C., Aprill, C. N., & Bogduk, N. (1995). The sacroiliac joint in chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976), 20*(1), 31-37. doi: 10.1097/00007632-199501000-00007

Sembrano, J. N., & Polly, D. W. (2009). How Often Is Low Back Pain Not Coming From the Back? *Spine (Phila Pa 1976), 34*(1), 27-32. doi: 10.1097/Brs.0b013e31818b8882

Shaffrey, C. I., & Smith, J. S. (2013). Stabilization of the sacroiliac joint. *Neurosurg Focus, 35*(2 Suppl), Editorial. doi: 10.3171/2013.V2.FOCUS13273

Shi, D., Wang, F., Wang, D., Li, X., & Wang, Q. (2014). 3-D finite element analysis of the influence of synovial condition in sacroiliac joint on the load transmission in human pelvic system. *Med Eng Phys* (0). doi: 10.1016/j.medengphy.2014.01.002

Simonian, P. T., Routt, M. L., Jr., Harrington, R. M., Mayo, K. A., & Tencer, A. F. (1994). Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An

understanding of instability and fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 309*, 245-256.

Smith, A. G., Capobianco, R., Cher, D., Rudolf, L., Sachs, D., Gundanna, M., Shamie, A. N. (2013). Open versus minimally invasive sacroiliac joint fusion: a multi-center comparison of perioperative measures and clinical outcomes. *Ann Surg Innov Res, 7*(1), 14. doi: 10.1186/1750-1164-7-14

Smith-Petersen, M. N. (1921). Arthrodesis of the Sacroiliac Joint. A New Method of Approach. *Journal of Bone & Joint Surgery, 3*(8), 400-405.

Stark, J. G., Fuentes, J. A., Fuentes, T. I., & Idemmili, C. (2011). The history of sacroiliac joint arthrodesis. *Current Orthopaedic Practice, 22*(6), 545-557. doi: 10.1097/BCO.0b013e31823563d3

Steinke, H., Hammer, N., Slowik, V., Stadler, J., Josten, C., Böhme, J., & Spanel-Borowski, K. (2010). Novel Insights Into the Sacroiliac Joint Ligaments. *Spine (Phila Pa 1976), 35*(3), 257-263.

Sturesson, B. (2014). The Sacroiliac Joint: A Minimally Invasive Approach. In P. P. M. Menchetti (Ed.), *Minimally Invasive Surgery of the Lumbar Spine* (pp. 263-280): Springer London.

Sturesson, B., Uden, A., & Vleeming, A. (2000). A radiostereometric analysis of the movements of the sacroiliac joints in the reciprocal straddle position. *Spine (Phila Pa 1976), 25*(2), 214-217.

Vanelderen, P., Szadek, K., Cohen, S. P., De Witte, J., Lataster, A., Patijn, J.,Van Zundert, J. (2010). 13. Sacroiliac joint pain. *Pain Pract, 10*(5), 470-478. doi: 10.1111/j.1533-2500.2010.00394.x

Varga, E., Dudas, B., & Tile, M. (2008). Putative proprioceptive function of the pelvic ligaments: biomechanical and histological studies. *Injury, 39*(8), 858-864. doi: 10.1016/j.injury.2008.01.017

Varga, E., Hearn, T., Powell, J., & Tile, M. (1995). Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury, 26*(2), 75-80. doi: 10.1016/0020-1383(95)92180-I

Vleeming, A., Schuenke, M. D., Masi, A. T., Carreiro, J. E., Danneels, L., & Willard, F. H. (2012). The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *J Anat, 221*(6), 537-567. doi: 10.1111/j.1469-7580.2012.01564.x

Vrahas, M., Hern, T. C., Diangelo, D., Kellam, J., & Tile, M. (1995). Ligamentous contributions to pelvic stability. *Orthopedics, 18*(3), 271-274.

Wagnac, E., Michardiere, D., Garo, A., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2010). Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Stud Health Technol Inform, 158*, 167-171.

Waisbrod, H., Krainick, J. U., & Gerbershagen, H. U. (1987). Sacroiliac joint arthrodesis for chronic lower back pain. *Arch Orthop Trauma Surg, 106*(4), 238-240.

Walker, J. M. (1992). The sacroiliac joint: a critical review. *Phys Ther, 72*(12), 903-916.

Wang, M., & Dumas, G. A. (1998). Mechanical behavior of the female sacroiliac joint and influence of the anterior and posterior sacroiliac ligaments under sagittal loads. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 13*(4-5), 293-299.

Wise, C. L., & Dall, B. E. (2008). Minimally invasive sacroiliac arthrodesis: outcomes of a new technique. *J Spinal Disord Tech, 21*(8), 579-584. doi: 10.1097/BSD.0b013e31815ecc4b

Woon, J. T., & Stringer, M. D. (2012). Clinical anatomy of the coccyx: A systematic review. *Clin Anat, 25*(2), 158-167. doi: 10.1002/ca.21216

Zelle, B. A., Gruen, G. S., Brown, S., & George, S. (2005). Sacroiliac joint dysfunction: evaluation and management. *Clin J Pain, 21*(5), 446-455.

Zhao, Y., Li, J., Wang, D., & Lian, W. (2012). Parameters of lengthened sacroiliac screw fixation: a radiological anatomy study. *Eur Spine J, 21*(9), 1807-1814. doi: 10.1007/s00586-012-2367-z

Zheng, N. (1995). *Biomechanics of the human sacroiliac joints.* (Dissertation/Thesis), ProQuest, UMI Dissertations Publishing. Retrieved from http://search.proquest.com/docview/193676791

Zheng, N., Watson, L. G., & Yong-Hing, K. (1997). Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint. *Med Biol Eng Comput, 35*(2), 77-82.

ANNEXES

Annexe 1 : Compléments sur les tests expérimentaux :

L'objectif de l'étude expérimentale a été de collecter les données nécessaires pour le calibrage et l'évaluation du modèle par éléments finis. A cet effet, un dispositif expérimental original a été élaboré à partir d'exemples de tests cadavériques similaires de la littérature (Baria, 2010), et adapté aux moyens et machines à disposition. Le design de pièces spécifiques au montage a donc été nécessaire.

Le protocole mis en œuvre a lui aussi été spécifiquement développé de manière à s'accorder avec les conditions selon lesquelles le dispositif devait être testé, c'est-à-dire des chargements quasi-statiques physiologiques.

Annexe 1.1 : Reconstruction 3D des spécimens instrumentés

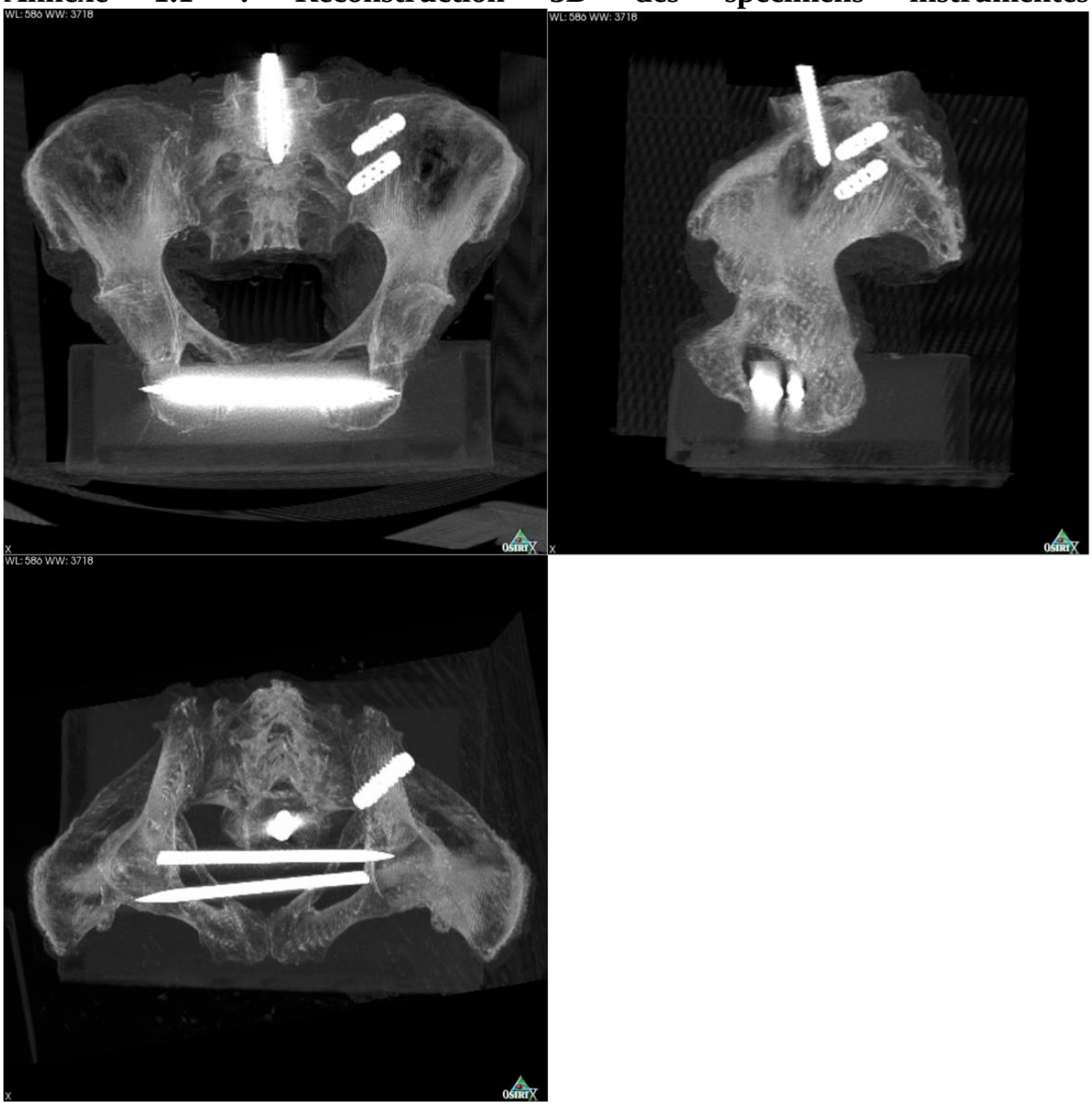

Figure 24 : Reconstruction 3D - spécimen instrumenté 1

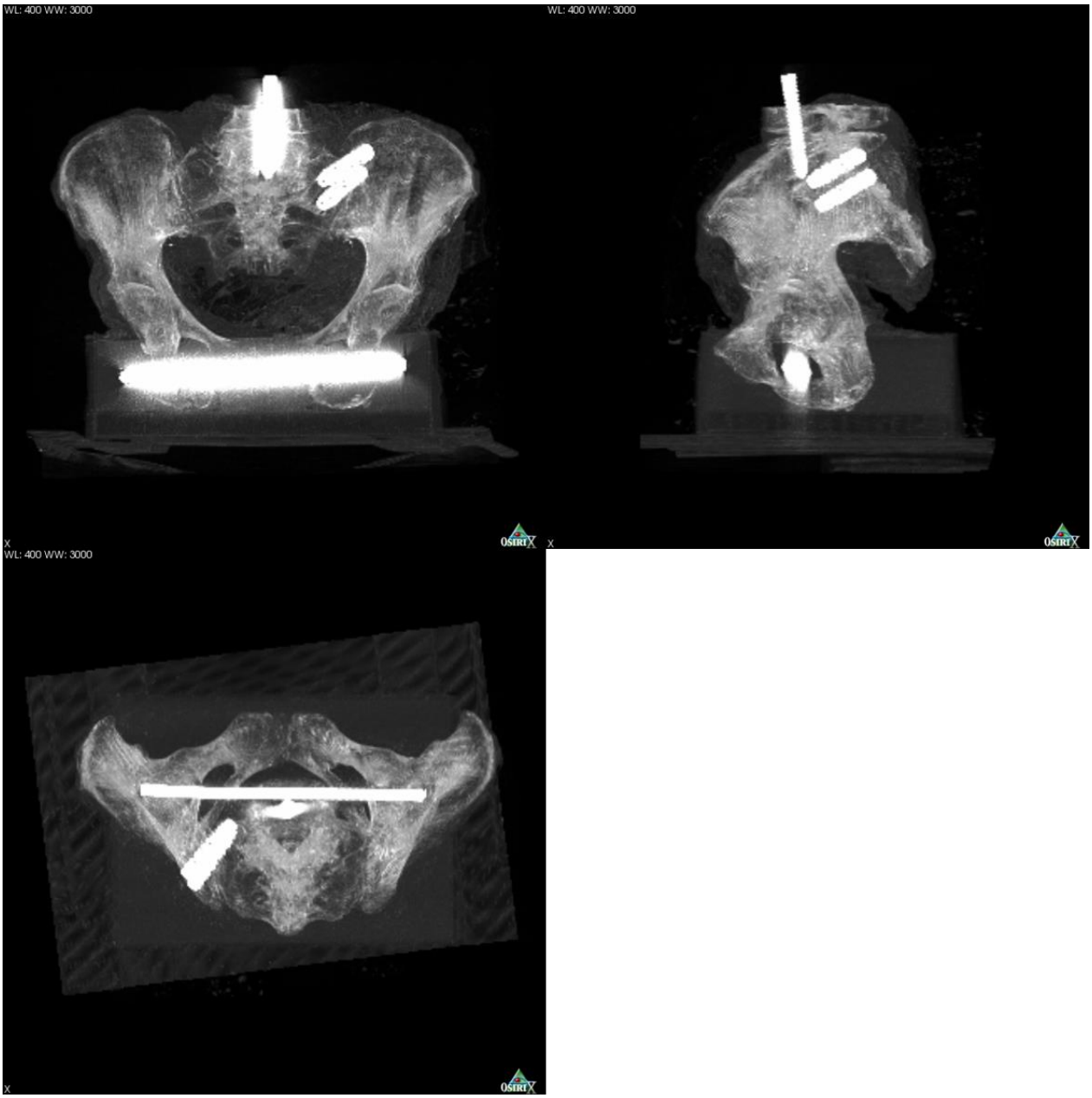

Figure 25 : Reconstruction 3D - spécimen instrumenté 2

Annexe 1.2 : Courbes force/déplacement obtenues expérimentalement

Pelvis 1 :

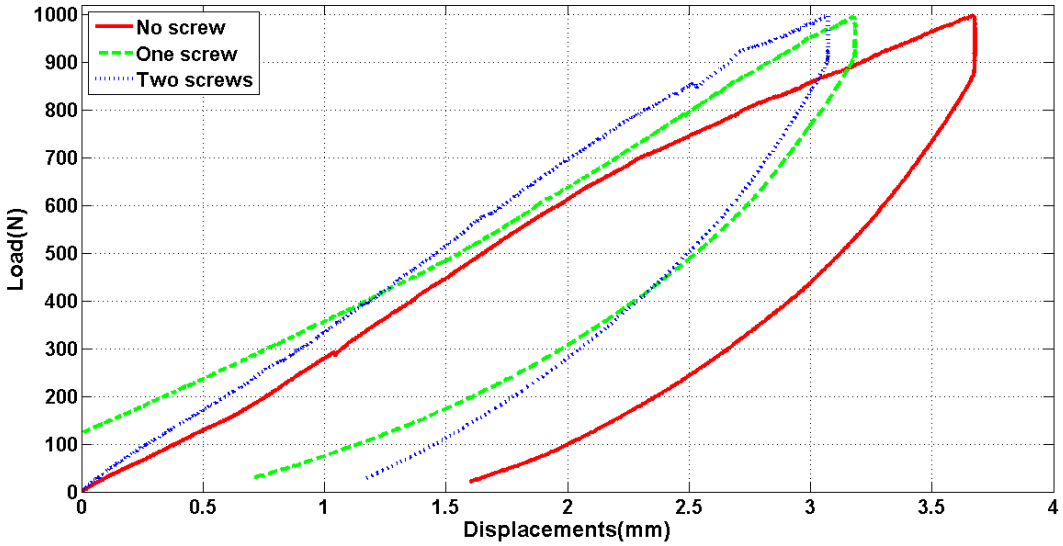

Figure 26 : Courbes force/déplacement – Pelvis 1 - 600N

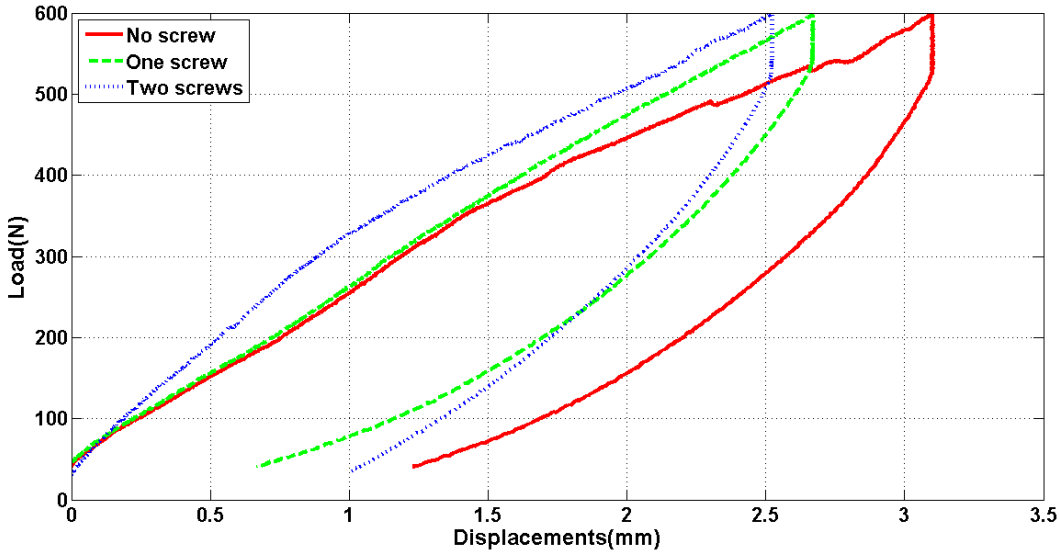

Figure 27 : Courbes force/déplacement – Pelvis 1 - 800N

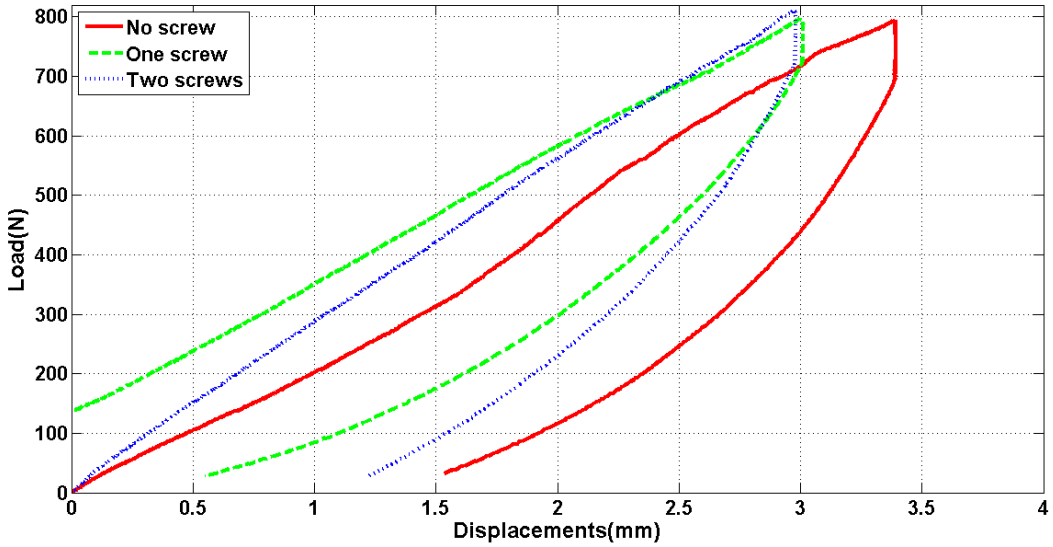

Figure 28 : Courbes force/déplacement – Pelvis 1 - 1000N

Pelvis 2 :

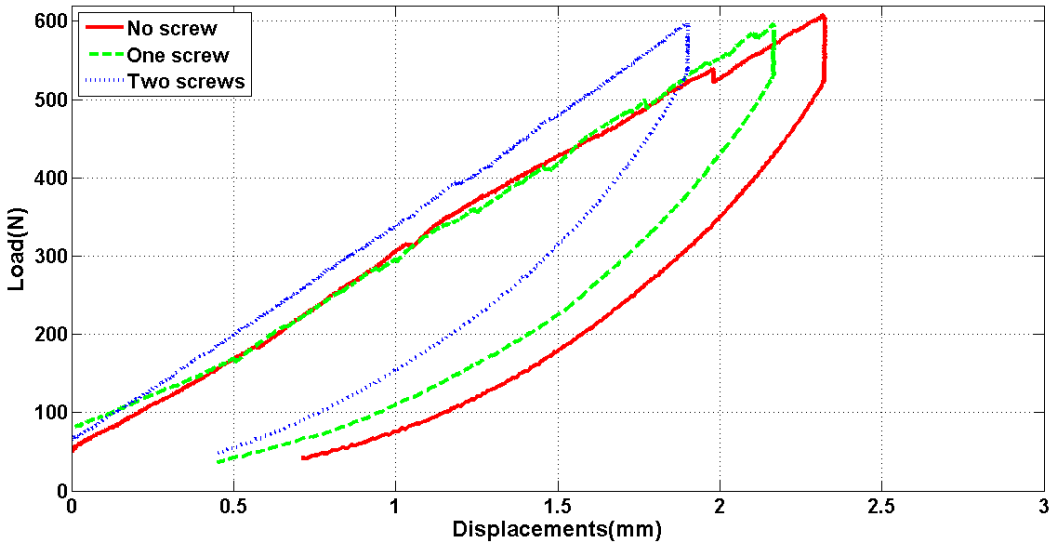

Figure 29 : Courbes force/déplacement – Pelvis 2 - 600N

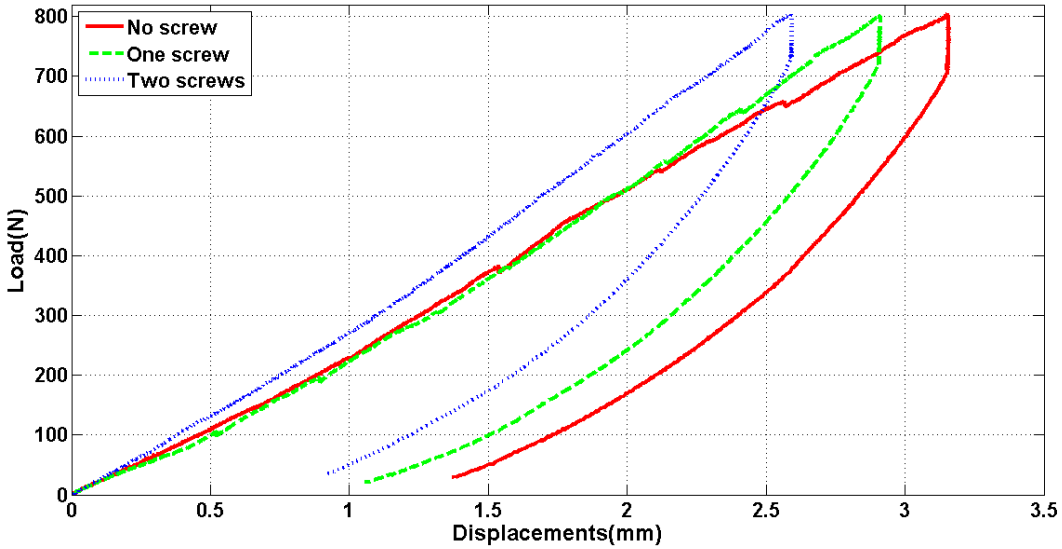

Figure 30 : Courbes force/déplacement – Pelvis 2 - 800N

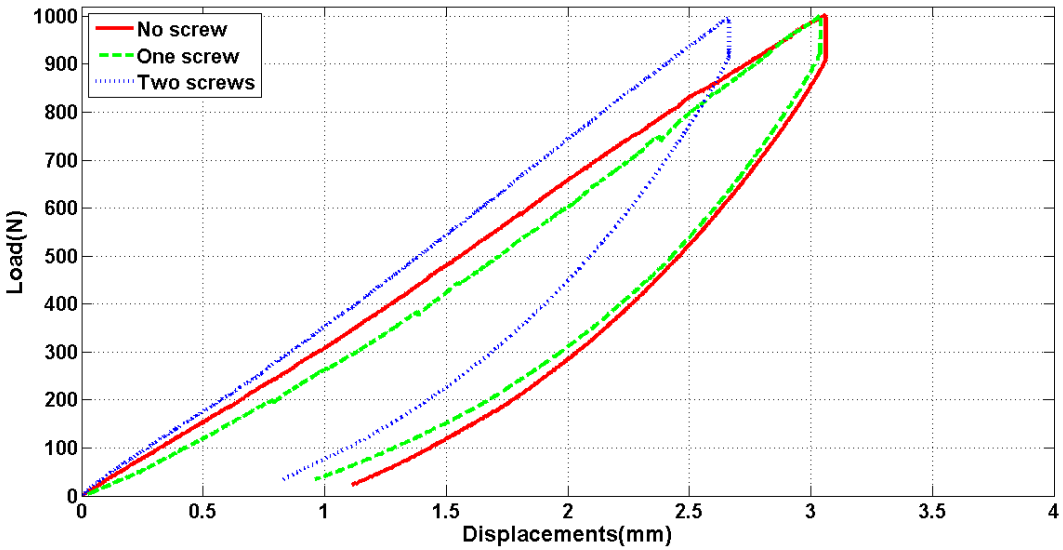

Figure 31 : Courbes force/déplacement – Pelvis 2 - 1000N

Annexe 2 : Modélisation de l'os cortical

L'épaisseur d'os cortical des os iliaques étant un paramètre influent sur le comportement mécanique du bassin (Anderson et al., 2005), l'os cortical a été modélisé avec une épaisseur variable représentative de celle observée sur des images CT-scan (Labe, 2008) avec des éléments 3D. La Figure 32 illustre la modélisation de cette variation.

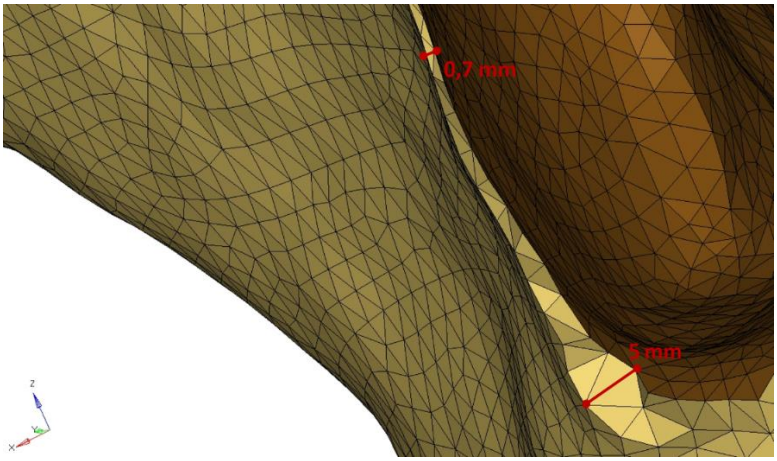

Figure 32 : Variation de l'épaisseur de l'os cortical des os iliaques. L'épaisseur de 0,7mm correspond à la surface articulaire de la jonction sacro-iliaque.

En se basant sur la cartographie effectuée par Labé (Labe, 2008), des zones d'épaisseur similaire ont été regroupées et une épaisseur moyenne leur a été affectée. Le détail du découpage des différentes zones de l'os cortical en fonction de son épaisseur est illustré sur la Figure 33.

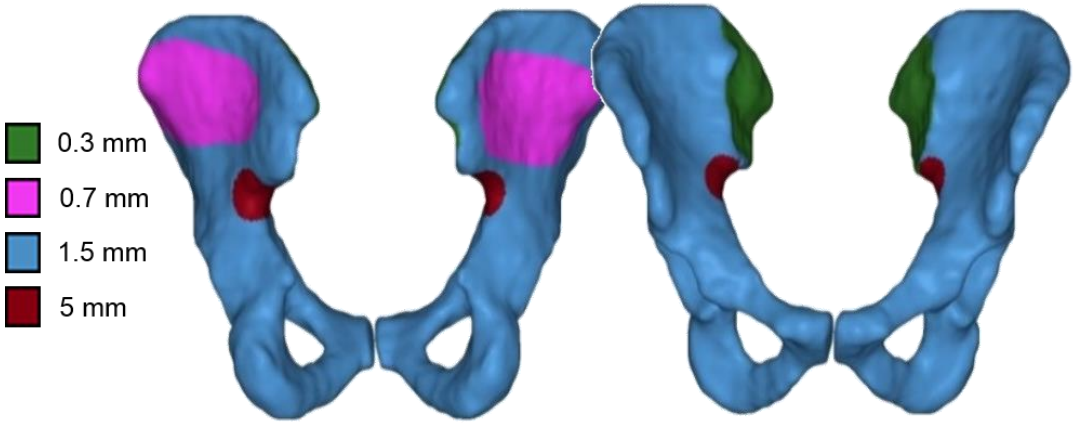

Figure 33 : Répartition de l'épaisseur de l'os cortical des os iliaques

Annexe 3 : Technique de modélisation de l'instrumentation

La technique mise en œuvre pour la modélisation de l'instrumentation est la suivante :

- Importation dans le logiciel de maillage des géométries des os et des vis modifiées (voir ci-après);
- Opération booléenne entre les os et la (les) vis pour effectuer l'empreinte;
- Importation de la géométrie réelle des vis;
- Maillage en prenant soin de raffiner la zone autour de l'empreinte de la (des) vis.

Ces étapes sont résumées sur la Figure 34.

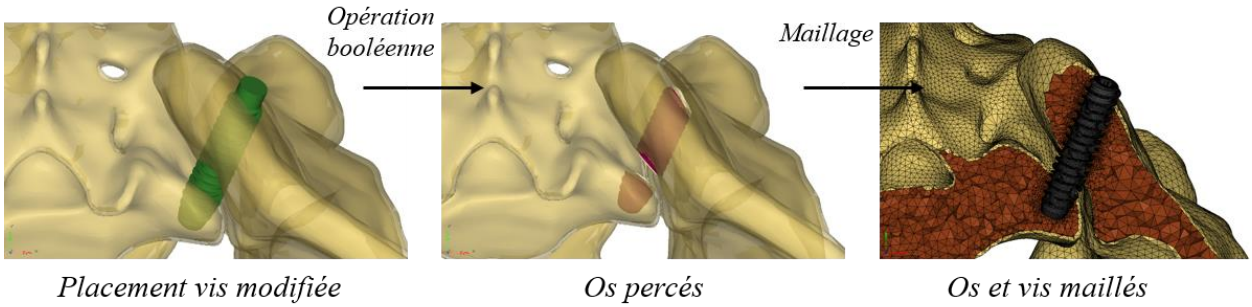

Figure 34 : Inclusion des vis dans le MÉF

La géométrie initiale de la vis a dû être retravaillée afin de s'adapter aux exigences de l'opération booléenne. Premièrement, les vis étant initialement canulées et percées, il a fallu « fermer » et remplir la vis afin que la soustraction de la géométrie de la vis à celle de l'os ne conserve pas les formes intérieures de la vis. Ensuite, il a fallu ajouter une légère surépaisseur (0,05mm) sur la surface extérieure de la vis afin que l'empreinte laissée lors de l'opération booléenne soit légèrement plus grande que son diamètre réel. Ceci est nécessaire pour la définition de l'interface vis/os qui demande que les deux surfaces, maître et esclave, soient distinctes et donc qu'il y ait un espace entre les deux. La géométrie des implants sans les perçages transversaux a été obtenue de Medtronic. Le remplissage de l'alésage axial de la vis et la surépaisseur ont été réalisés en utilisant le logiciel CATIA® V5R20 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France).

Annexe 4 : Points de mesure des déplacements dans la jonction sacro-iliaque

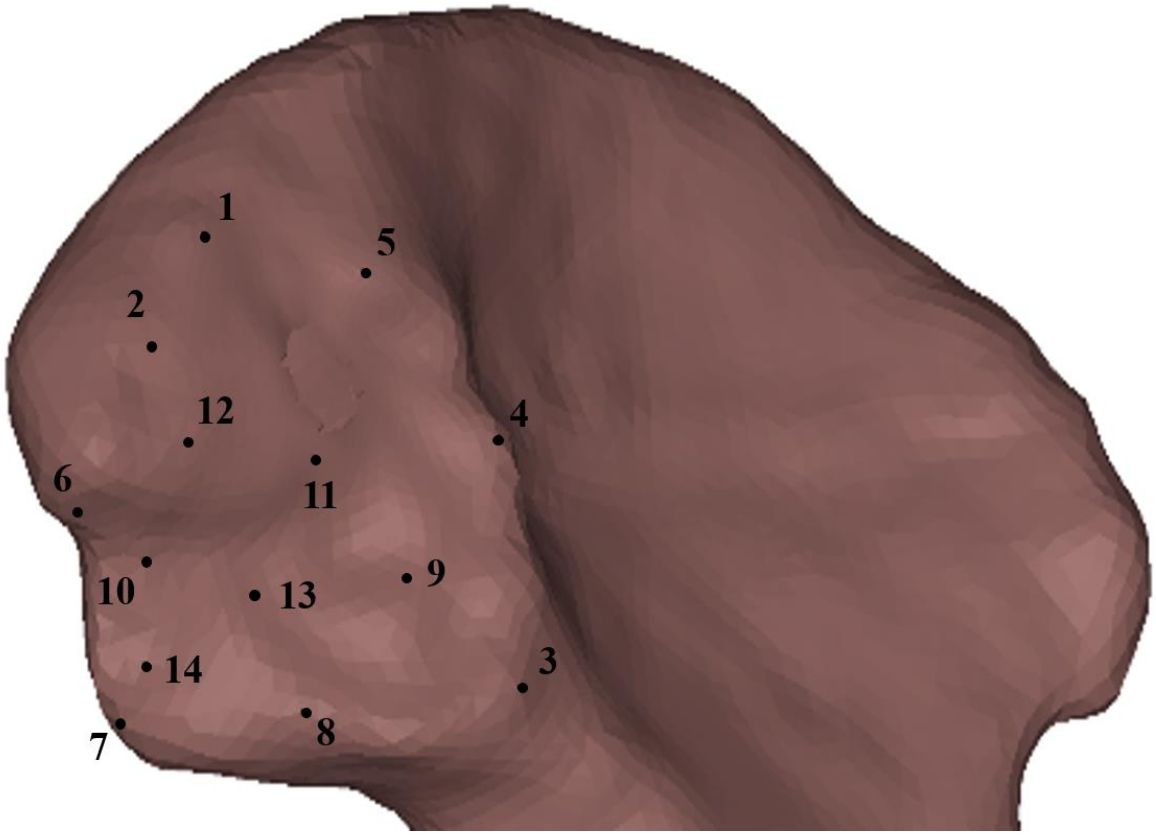

Figure 35 : Points de mesure du déplacement sur l'os iliaque

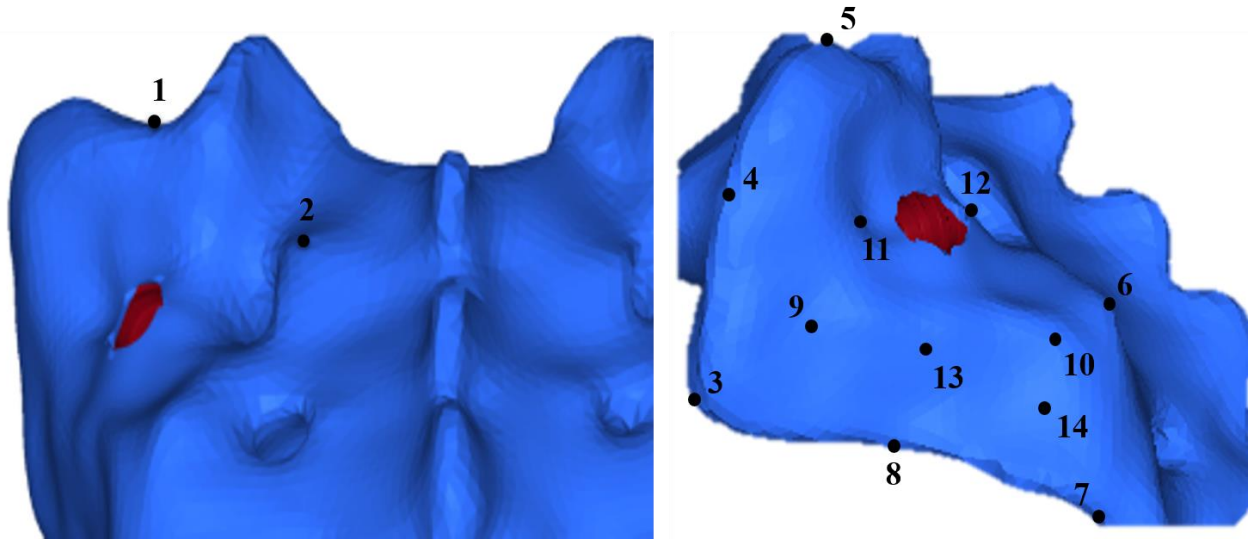

Figure 36 : Points de mesure du déplacement sur le sacrum