

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Ing.

PAR
Justine GARCIA

ÉVALUATIONS NUMÉRIQUES DE NOUVEAUX IMPLANTS DE HANCHE AVEC
MATÉRIAU NOVATEUR (MÉTAL POREUX)

MONTREAL, LE 28 JANVIER 2014

©Tous droits réservés, Justine Garcia, 2014

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Natalia Nuño, directrice de mémoire
Département de Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Sophie Lerouge, président du jury
Département de Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mr Vincent Massé, membre du jury
Département de chirurgie, Université de Montréal, Hôpital Maisonneuve-Rosemont

Mr Maxime Raison, examinateur externe
Département de Génie mécanique, École Polytechnique de Montréal

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 12 DÉCEMBRE 2013

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

En collaboration avec le Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) et l'Institut de biomécanique de Valence (IBV) de l'Université de polytechnique de Valence (UPV), ce mémoire a été réalisé de septembre 2012 à novembre 2013. Un déplacement d'une durée de deux mois (juin et juillet 2013) s'est effectué dans les locaux de l'IBV en Espagne, afin de pouvoir bénéficier de leurs savoirs et savoir-faire.

Le sujet de ce mémoire porte sur un problème clinique étudié à travers une étude mécanique. En effet, chez les patients atteints de pathologies articulaires de la hanche, les remplacements du cartilage dégénéré de la tête fémorale et de l'acétabulum peuvent s'effectuer par une prothèse totale. Conventionnellement constitué de matériaux plus rigides que le tissu osseux, l'implant engendre des modifications de sollicitations dans l'os fémoral. Ainsi des zones du fémur peuvent présenter des zones aux contraintes plus faibles que celles de l'état pré-opératoire, impliquant un risque de résorption osseuse (*stress shielding* (SS)). Ce phénomène de résorption osseuse peut également provenir, en partie, de réactions biologiques causées par des débris issues de l'usure de la prothèse. Un changement des caractéristiques mécaniques de la prothèse, à travers du titane poreux (rigidité moindre), serait une solution au SS. La porosité aurait également pour avantage de permettre à l'os de croître dans l'implant, le maintenant ainsi naturellement dans le fémur du patient.

Dans un premier temps, une prothèse de hanche à revêtement en titane poreux a donc été développée. Les nouveautés qu'elle présente, par rapport aux implants actuellement sur le marché, sont notamment: sa méthode de fabrication (méthode de fabrication additive : *electron beam melting*), son revêtement faisant partie intégrante de la tige (pas d'ajout de matière sur la surface) dont l'épaisseur est supérieure à la moyenne. Dans un second temps, le titane poreux a été appliqué à l'ensemble de la prothèse afin de trouver les configurations permettant d'agir sur les contraintes de l'os trabéculaire, afin de minimiser les risques de SS

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma plus sincère et profonde reconnaissance envers ma directrice, Natalia Nuño. Toujours de bonne humeur et d'une grande amabilité, elle m'a fait confiance et m'a soutenue tout le long de ce mémoire. Compétente et disponible, elle m'a aidée à maintes reprises durant ces derniers mois à avancer dans mes recherches, en m'aidant à prendre du recul, et à ouvrir les yeux sur des aspects qui m'avaient échappée. Ce fut une expérience très enrichissante, qui m'a fait apprécier la recherche, et pousser à songer une poursuite des études en doctorat.

Mes remerciements à Carlos Atienza, de même qu'à Miguel-Angel Utrera qui m'ont encadrée et appris énormément lors de mon séjour en Espagne à l'IBV. L'accueil fut très chaleureux, même s'ils traversaient une période extrêmement difficile provoquée par la crise économique en Europe. Toutes les personnes que j'ai rencontrées à l'IBV ont tout fait pour garder le sourire, et pour que je sois à l'aise malgré cette situation.

Je remercie Fernando Quevedo, étudiant en doctorat et Michael Reimeringer postdoctorant, tous deux à l'ÉTS, pour leurs soutien, aide et disponibilité.

Un grand merci à tous les membres des laboratoires du LIO et de l'IBV pour m'avoir accueillie chaleureusement ces derniers mois.

ÉVALUATIONS NUMÉRIQUES DE NOUVEAUX IMPLANTS DE HANCHE AVEC MATÉRIAU NOVATEUR (MÉTAL POREUX)

Justine GARCIA

RÉSUMÉ

Chez les patients atteints de pathologies articulaires de la hanche, le remplacement du cartilage dégénéré de la tête fémorale et de l'acétabulum peut s'effectuer par une prothèse totale. Conventionnellement constitué de matériaux plus rigides que le tissu osseux, l'implant engendre des modifications de sollicitations dans l'os fémoral, entraînant sa résorption (*stress shielding* (SS)). Un changement des caractéristiques mécaniques de la prothèse, à travers un nouveau métal, serait une solution pour pallier le problème.

L'objectif principal du mémoire est l'étude, à travers des analyses par éléments finis, de prothèses de hanches fabriquées avec un matériau novateur par *electron beam melting*: le titane poreux. Deux cas sont analysés. Le premier est un implant à revêtement en titane poreux. Les analyses qui lui sont associées servent à sa certification pour commercialisation, et à la compréhension du comportement de ce nouveau matériau. Le second porte sur un implant entièrement en titane poreux, de façon à trouver les rigidités de la tige permettant une meilleure répartition des contraintes dans l'os pour minimiser le risque de SS.

Les résultats de la prothèse avec revêtement poreux valident le design de l'implant, et montrent une amélioration de la répartition des contraintes, pouvant ainsi diminuer le SS. Ceux de la prothèse entièrement en titane poreux prouvent que la tige fémorale peut être raccourcie et qu'une subdivision en trois, selon les zones de contacts prothèse-os cortical, permettrait d'agir sur les contraintes dans l'os trabéculaire.

Mots clefs: Prothèse, hanche, *stress shielding*, rigidité, titane poreux

NUMERICAL EVALUATION OF NEW HIP IMPLANTS COMPOSED IN A NOVEL MATERIAL (POROUS METAL)

Justine GARCIA

ABSTRACT

Total hip arthroplasty is performed to treat hip articular pathologies to replace degenerated, diseased or injured cartilage of the femoral head and the acetabulum. Bone resorption occurs when the mismatch in the elastic modulus of the prosthesis and the femur implies a new and unusual stress distribution. It is due to stress shielding (SS) and biological reaction caused by debris from the prosthesis. This could be solved by a femoral stem made by a less important stiffness.

The goal of this study is to evaluate hip prostheses composed of a new metal, manufactured by electron beam melting: porous titanium. First, a porous coated implant is analyzed and the results are used for its certification in order to sell it. Plus, further researches have been performed on this model for a better understanding of the material. Secondly, studies have been made on a whole porous titanium prosthesis to determine the best stiffness which induces an optimal stress distribution in the femur.

The results prove a good design of the porous coated titanium, which could reduce the SS phenomenon. Furthermore, the analyses of the whole porous titanium prosthesis show that the tip of the stem can be removed, and the stress distribution could be better controlled when the femoral stem is divided into three parts.

Keywords: Prosthesis, hip, stress shielding, stiffness, porous titanium

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie du corps humain	3
1.1.1 Plans anatomiques.....	3
1.1.2 Appareil locomoteur	4
1.2 Hanche	4
1.2.1 Articulation coxo-fémorale.....	4
1.2.2 Fémur	5
1.2.2.1 Informations générales.....	5
1.2.2.2 Caractéristiques mécaniques de l'os fémoral.....	6
1.2.3 Pathologies de la hanche.....	8
1.3 Arthroplastie de la hanche et prothèses associées.....	9
1.3.1 Modèles existants.....	9
1.3.2 Techniques de maintien	11
1.4 Études pertinentes aux recherches	11
1.4.1 Phénomène du <i>stress shielding</i>	11
1.4.1.1 Origines.....	11
1.4.1.2 Zones critiques.....	12
1.4.1.3 Solutions	13
1.4.2 Stabilité primaire.....	14
1.4.3 Ostéo-intégration.....	16
1.4.4 Conditions limites	16
1.4.4.1 Système de coordonnées	16
1.4.4.2 Chargements	17
1.5 Méthode novatrice de fabrication additive	17
1.6 Conclusion	19
CHAPITRE 2 ÉNONCÉ DES OBJECTIFS SPÉCIFIQUES.....	21
CHAPITRE 3 ANALYSE D'UNE PROTHÈSE AVEC REVÊTEMENT EN TITANE POREUX.....	25
3.1 Données d'entrée aux études numériques.....	27
3.1.1 Définition du modèle	27
3.1.2 Propriétés des matériaux.....	28
3.2 Études numériques en condition ISO.....	28
3.2.1 Conditions limites.....	28
3.2.2 Maillage	29
3.2.3 Analyses.....	30
3.2.3.1 Contraintes de Von Mises.....	30
3.2.3.2 Déplacements de la prothèse.....	32

3.2.4	Conclusion	35
3.3	Études numériques en condition <i>in vivo</i>	35
3.3.1	Assemblage d'un fémur implanté	35
3.3.1.1	Choix du fémur	35
3.3.1.2	Étapes de construction	37
3.3.2	Propriétés de l'os.....	39
3.3.2.1	Conditions limites	40
3.3.2.2	Maillage	40
3.3.3	Analyses des contraintes et des déplacements dans la prothèse	41
3.3.3.1	Contraintes de Von Mises.....	41
3.3.3.2	Déplacements.....	45
3.3.3.3	Conclusion	49
3.3.4	Analyses dans l'os.....	49
3.4	Conclusion et comparaison des contextes ISO et <i>in vivo</i>	51
CHAPITRE 4 ANALYSE D'UNE PROTHÈSE À RIGIDITÉ VARIABLE		53
4.1	Notions utiles à l'étude	53
4.2	Méthodologie	54
4.3	Modèle numérique	54
4.3.1	Conditions limites	54
4.3.2	Propriétés des matériaux.....	55
4.3.3	Maillage	56
4.4	Comparaison du modèle numérique	56
4.5	Contraintes d'un os sain et avec implant	57
4.6	Contraintes de Von Mises.....	58
4.7	Étude du modèle de référence.....	58
4.7.1	Contraintes dans l'os trabéculaire.....	59
4.7.2	Contraintes dans l'os cortical.....	61
4.7.3	Comparaison des contraintes de l'os trabéculaire et de l'os cortical	63
4.7.4	Déplacements de l'implant	64
4.7.5	Déplacement dans l'os trabéculaire	65
4.7.6	Conclusion	67
4.8	Contraintes dans l'os lors d'une subdivision en trois sous-parties	67
4.8.1	Sous-partie 1	67
4.8.2	Sous-partie 2	70
4.8.3	Sous-partie 3	73
4.8.4	Conclusion	74
4.9	Contraintes dans l'os lors d'une subdivision en quatre sous-parties	75
4.9.1	Sous-parties 1 et 2.....	75
4.9.2	Sous-partie 3	78
4.9.3	Conclusion	80
4.10	Conclusion	81
CONCLUSION 83		
RECOMMANDATIONS		85

ANNEXE I SYSTÈME DE COORDONNÉES DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE DÉFINI PAR L'ISB	87
ANNEXE II SYSTÈME DE COORDONNÉES DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE DÉFINI PAR BERGMANN, GRAICHEN ET ROHLMANN (1993).....	89
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	91

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Caractéristiques mécaniques de l'os dépendant de la densité osseuse du patient. Tiré de (Pancanti, Bernakiewicz et Viceconti, 2003)	7
Tableau 1.2 Caractéristiques mécaniques de l'os supposé isotrope E : Module de Young ν : Coefficient de Poisson..	8
Tableau 3.1 Études réalisées en conditions ISO et <i>in vivo</i> considérant plusieurs configurations et tailles de prothèses.	26
Tableau 3.2 Caractéristiques mécaniques des titanes de la prothèse. Tiré des compagnies Arcam et IBV	28
Tableau 3.3 Contraintes maximums de Von Mises (MPa) en fonction des tailles et des configurations des prothèses.	31
Tableau 3.4 Caractéristiques mécaniques des os cortical et trabéculaire. Tiré de (Reimeringer et al., 2012)	40
Tableau 3.5 Forces appliquées sur le modèle par éléments finis pour trois situations : marche rapide, montée d'escaliers et la force unique ISO.....	40
Tableau 3.6 Contraintes de Von Mises (MPa) dans la prothèse en contexte <i>in vivo</i>	44
Tableau 3.7 Contraintes dans l'os trabéculaire implanté (MPa) en fonction des situations et des configurations (zones les plus sollicitées encerclées).	50
Tableau 4.1 Caractéristiques mécaniques de l'os. Tiré de (Reimeringer et al., 2012)	55
Tableau 4.2 Forces appliquées aux modèles par éléments finis en considérant les situations : de marche rapide, en position sur une jambe durant une marche.	56
Tableau 4.3 Contraintes dans l'os (MPa) en fonction de E (GPa) Cercles noirs : augmentation des contraintes lorsque E diminue Cercles rouges : faibles contraintes Cercles oranges : augmentation des contraintes lorsque E diminue au contact.	60
Tableau 4.4 Contraintes de Von Mises (MPa) dans l'os cortical.	62
Tableau 4.5 Contraintes os trabéculaire et cortical (MPa) Cercles représentant la zone de contact prothèse-os cortical.....	63
Tableau 4.6 Déplacements dans l'os trabéculaire selon z.....	66

XVIII

Tableau 4.7 Contraintes dans l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E_1 (GPa).	69
Tableau 4.8 Contraintes dans l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E_2 (GPa).....	71
Tableau 4.9 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E_2 (GPa).	72
Tableau 4.10 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E_3 (GPa).	74
Tableau 4.11 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction du module de Young $E_{1,2}$ de la prothèse (GPa).	77
Tableau 4.12 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E_3 (GPa).....	79

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Plans anatomiques chez un Homme. Tirée de (Wikipédia, 2011)	3
Figure 1.2 Articulation coxo-fémorale de l'Homme. Adaptée de (Hospital for special surgery, 2013)	4
Figure 1.3 Fémur droit chez l'Homme. Tirée de (Medicopedia Dictionnaire médical en ligne, 2012)	5
Figure 1.4 Lignes de force appliquant la loi de Wolff sur un fémur humain. Tirée de (Fratzl et Weinkamer, 2007)	6
Figure 1.5 Prothèse pour arthroplastie de resurfaçage de la hanche. Tirée de (Olivier Dr May, 2003-2013)	10
Figure 1.6 Prothèse pour arthroplastie totale de la hanche. Adaptée de (Centre Orthopédique Pasteur Lanroze, 2013)	10
Figure 1.7 Calques pour positionnement de prothèses. Tirée de (Orthopédie Jules Verne Nantes, 2013)	10
Figure 1.8 Radiographies d'un os sans <i>stress shielding</i> (gauche) et avec <i>stress shielding</i> (droite). Tirée de (Watt et al., 2013)	12
Figure 1.9 Zones de <i>stress shielding</i> selon les zones Gruen : 1,2,6 et 7. Tirée de (Breusch et al., 2001)	12
Figure 1.10 Implantation de la prothèse dans le fémur (gauche), Zones sans croissance de l'os dans la prothèse en bleu (droite). Adaptée de (Fernandes et al., 2002)	13
Figure 1.11 Schémas des contraintes de Von Mises dans le fémur en fonction de longueurs de tiges. Tirée de (Abdullah et al., 2011)	14
Figure 1.12 Prothèse avec épaulement pour arthroplastie totale de la hanche. Tirée de (Wikipédia, 2013)	15
Figure 1.13 Méthode de fabrication additive : <i>electron beam melting</i> . Tirée de (Xiang et al., 2010)	18
Figure 1.14 Implant cotyloïdien fabriqué par <i>electron beam melting</i> du fabricant Alder. Tirée de (Alder ortho, 2013)	19

Figure 1.15 Implant cotyloïdien fabriqué par <i>electron beam melting</i> du fabricant Lima Corporate. Tirée de (Lima Corporate, 2011).....	19
Figure 2.1 Diagramme du processus présentant l'évolution du projet en prenant compte des logiciels utilisés et de l'ordre chronologique de l'étude (Partie A).	23
Figure 2.2 Diagramme du processus présentant l'évolution du projet en prenant compte des logiciels utilisés et de l'ordre chronologique de l'étude (Partie B).....	24
Figure 3.1 Titane poreux fabriqué par <i>electron beam melting</i> . Tirée de (Yáñez Santana et al., 2012).....	25
Figure 3.2 Revêtement en hydroxyapatite. Tirée de (Ryan, Pandit et Apatsidis, 2006).....	25
Figure 3.3 a) Vue sagittale de la prothèse entière b) Focus sur le revêtement de la prothèse c) Vue de la prothèse sans revêtement (nervure visible).....	27
Figure 3.4 Conditions limites ISO appliquées à notre modèle : Force unique de 2 300N appliquée à l'extrémité du col de la prothèse, Prise en considération des 80mm supérieurs de la prothèse, Encastrement de la partie inférieure de la prothèse. Adaptée de ISO 7206-4 :2010.....	29
Figure 3.5 a) Maillage de la partie de la prothèse étudiée (80mm supérieurs selon ISO) b) Maillage de la cavité du col.	30
Figure 3.6 Contraintes maximales de Von Mises dans la prothèse.	31
Figure 3.7 a) Localisation du déplacement maximum du col de la prothèse avec revêtement, en fonction de la direction de l'application de la force b) Localisation du déplacement maximum de la prothèse sans revêtement, en fonction de la direction de l'application de la force c) Localisation du déplacement maximum de la prothèse avec revêtement, en fonction de la direction de l'application de la force.....	33
Figure 3.8 Déplacements maximums du col de la prothèse (mm) sous la charge unique de 2 300N, en fonction des tailles et des configurations.....	34
Figure 3.9 Conditions limites appliquées sur un fémur A) Force à l'articulation B) Force aux muscles abducteurs C) Encastrement aux condyles fémoraux.	36
Figure 3.10 a) Contraintes de Von Mises dans l'os divisé en deux, en situation de marche rapide b) Contraintes de Von Mises dans l'os entier, en situation de marche rapide.	37

Figure 3.11 a) Section et creusage de l'os trabéculaire (vert) b) Contacts entre la prothèse (gris) et l'os cortical (violet).....	38
Figure 3.12 Alignement de l'implant en fonction de l'os cortical.	38
Figure 3.13 a) Directions des forces représentant les abducteurs et le contact à l'articulation b) Volume des tendons des abducteurs c) Volumes délimitant les zones de contact.	39
Figure 3.14 Évaluation des éléments par l'outil Skewness de Solidworks (gauche), Qualité selon le guide d'utilisation de Ansys (Workbench 14.5) (droite).....	41
Figure 3.15 Localisation des minimum et maximum des : a) Déplacements du col de la prothèse avec revêtement b) Déplacements de la partie supérieure de la prothèse c) Déplacements de la prothèse en entier.	45
Figure 3.16 Déplacements maximums de la prothèse (mm) avec et sans revêtement poreux, en fonction des situations de marche rapide, montée d'escaliers et avec la force unique ISO, et en tenant compte du col, de la partie supérieure de la prothèse et de la prothèse en entier.	46
Figure 3.17 Déplacements maximums de la prothèse (mm) avec et sans revêtement poreux, en fonction des situations de marche rapide, montée d'escaliers et avec la force unique ISO, et en tenant compte du col, de la partie supérieure de la prothèse et de la prothèse en entier.	47
Figure 3.18 Prototype de la prothèse avec revêtement en titane poreux fabriqué par <i>electron beam melting</i>	52
Figure 4.1 Transfert des charges lors de l'implantation d'une prothèse dans un fémur impliquant des zones de traction et de compression.	53
Figure 4.2 A) Zone d'encastrement aux condyles fémoraux B) Force des abducteurs : 871N C) Force de contact à l'articulation : 1 948N.....	55
Figure 4.3 Subdivisions de la prothèse en trois et quatre sous-parties (gauche), Positionnement de la prothèse dans l'os trabéculaire (droite).	55
Figure 4.4 a) Contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire, en situation de marche, dans nos analyses b) Contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire, en situation de marche, dans les analyses de Sim, Freimüller et Reiter, 1995 Les régions encadrées présentent les zones aux contraintes de Von Mises les plus élevées (MPa).....	57
Figure 4.5 Contraintes de Von Mises d'os sain (gauche) et implanté (droite), Droites violettes : plan de la résection du fémur.	58

Figure 4.6 Rappels des directions dans le cas d'un fémur humain.....	59
Figure 4.7 Déplacements de la prothèse en fonction de l'axe z (mm).....	64
Figure 4.8 Déplacement de la prothèse (mm) en fonction du module de Young (GPa).....	65
Figure 4.9 Axe z utilisé pour les déplacements.	66
Figure 4.10 Subdivision en trois sous-parties.	67
Figure 4.11 Sous-partie 1 étudiée (grisâtre).....	68
Figure 4.12 Sous-partie 2 étudiée (grisâtre).....	70
Figure 4.13 Sous-partie 3 étudiée (grisâtre).....	73
Figure 4.14 Subdivision en quatre sous-parties.	75
Figure 4.15 Sous-parties 1 et 2 étudiées (grisâtre).....	76
Figure 4.16 Sous-partie 3 étudiée (grisâtre).....	78
Figure 4.17 Nouveau modèle de prothèse avec retrait de l'extrémité.	81

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ARH	Arthroplastie par resurfaçage de la hanche
ATH	Arthroplastie totale de la hanche
CAO	Conception assistée par ordinateur
EBM	<i>Electron beam melting</i>
ÉTS	École de technologie supérieure
IBV	Institut de biomécanique de Valence
ISB	<i>International society of biomechanics</i>
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
MÉF	Méthode des éléments finis
SP	Stabilité primaire
SS	<i>Stress shielding</i>
UPV	Université de polytechnique de Valence
2D	2 dimensions
3D	3 dimensions

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

N	Newton
Pa	Pascal
g/cm^3	Densité
m	Mètre
E	Module de Young
ν	Coefficient de Poisson
ρ	Densité
σ	Contrainte
δ	Déplacement

INTRODUCTION

Chez les patients atteints de pathologies articulaires au niveau de la hanche, une intervention chirurgicale (arthroplastie) peut s'avérer nécessaire. Le remplacement du cartilage dégénéré de la tête fémorale et de l'acétabulum se fait alors, dans les situations les moins critiques, par une prothèse de resurfaçage petite et peu invasive. Dans le cas contraire, il s'agit de la prothèse totale, conventionnellement constituée de matériaux beaucoup plus rigides que l'os. Ceci implique une variation des modifications de sollicitations mécaniques dans le fémur (phénomène de *stress shielding* (SS)). Or l'os s'adapte aux chargements qu'il subit, c'est pourquoi un tel phénomène peut amener à une résorption osseuse dans les zones présentant peu de contraintes. Néanmoins cette résorption osseuse peut aussi être provoquée par une réaction, entre le corps humain et des débris pouvant être formés par des frottements de pièces de la nouvelle articulation, suite à une intervention chirurgicale. Ceci peut amener la prothèse à se desceller.

Développer un matériau ayant des caractéristiques plus proches de celles de l'os servirait donc à contrôler la répartition des contraintes dans le fémur, afin qu'elle se rapproche du schéma pré-opératoire. Or, le titane poreux, pouvant être produit par la méthode de fabrication additive *electron beam melting* (EBM), offrirait une rigidité moindre à la prothèse, tout en laissant l'os croître dans ses pores (maintien naturel).

À la demande de la compagnie Surgival à l'Institut de Biomécanique de Valence (IBV), un premier implant constitué d'un revêtement en titane poreux a été développé dans le but d'être commercialisé. Il a pour particularités d'être fabriqué en une seule pièce (revêtement et tige) par l'intermédiaire de l'EBM, et de présenter un revêtement ayant une épaisseur supérieure aux prothèses actuellement sur le marché. C'est pourquoi des modèles ont été définis à travers de la conception assistée par ordinateur (CAO), avant d'être soumis à des analyses numériques réalisées par éléments finis. Les résultats ont servi à la certification de l'implant dans le but d'une commercialisation et à une meilleure compréhension du comportement de ce métal novateur.

Dans une seconde étape, l'étude a porté sur le cas où la porosité est appliquée sur l'ensemble de la tige fémorale, afin de trouver les configurations permettant d'agir sur les contraintes dans l'os. Le risque de SS pourrait alors être minimisé. Ainsi, à partir d'un modèle d'une prothèse déjà existante, la variation de la rigidité de la tige est étudiée, en termes de contraintes dans le fémur. L'implant est donc subdivisé en plusieurs sous-parties, qui voient leur module d'élasticité varier, afin d'analyser le transfert des charges. Ce phénomène consiste à la transmission des forces subies par le fémur du patient au squelette.

Afin d'aborder les notions fondamentales à la compréhension du sujet, le rapport présente tout d'abord une revue de littérature, avant d'énoncer les objectifs spécifiques de la recherche. Ensuite, dans des chapitres distincts, sont étudiés les deux cas de figure des prothèses de hanche (revêtement en titane poreux et entièrement en titane poreux).

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie du corps humain

1.1.1 Plans anatomiques

Pour mieux se repérer, le corps humain est divisé selon plusieurs plans (Voir Figure 1.1, p. 3), notamment :

- le frontal (ou coronal) définissant les directions antérieure et postérieure,
- le transversal (ou axial) normal aux directions supérieure et inférieure,
- le sagittal (ou médian) associé aux directions droite et gauche du corps.

Le terme médial signifie que l'on se situe vers le plan médian du corps, contrairement à latéral qui s'en éloigne. Proximal, quant à lui, est employé lorsqu'un élément est plus près de l'origine d'une structure ou du point d'attache d'un membre du tronc, contrairement à distal. Enfin, antérieur désigne l'avant du corps, ou le devant, à l'opposé de postérieur.

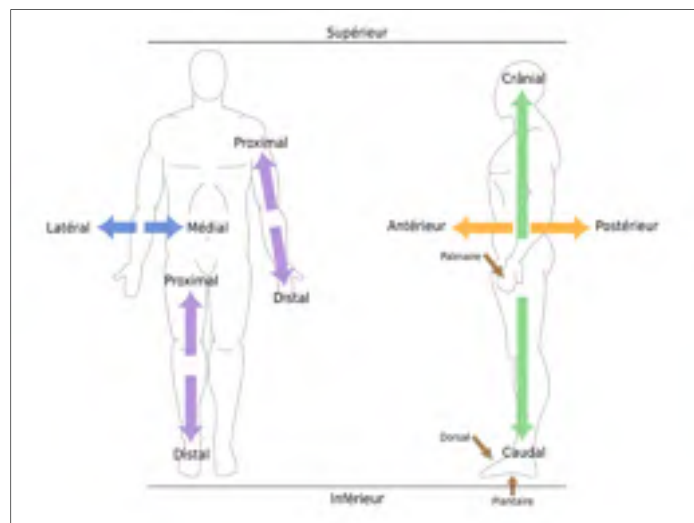


Figure 1.1 Plans anatomiques chez un Homme.
Tirée de (Wikipédia, 2011)

1.1.2 Appareil locomoteur

L'Homme peut se mouvoir grâce à son appareil locomoteur constitué d'un squelette et de muscles. Le squelette est lui-même composé d'os, de cartilage, de ligaments, de capsules, et a pour fonction d'établir une charpente et des points d'attache pour les muscles, tendons et fascias. L'articulation permet de rattacher les os entre eux.

1.2 Hanche

1.2.1 Articulation coxo-fémorale

L'os fémoral est articulé à ses deux extrémités, notamment avec le tibia et l'os coxal. L'articulation, couramment appelée articulation de la hanche, s'effectue entre les os coxal et fémoral, via la cotyle et la tête fémorale. Cette dernière, essentiellement sphérique, présente une légère dépression centrale appelée fossette, limitant ainsi, en plus des ligaments rattachés à la capsule articulaire, certains mouvements du fémur (*Voir Figure 1.2, p. 4*).

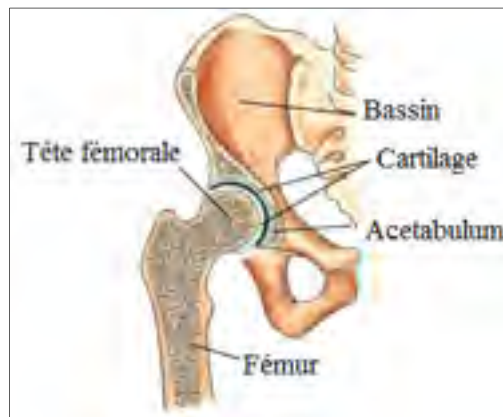


Figure 1.2 Articulation coxo-fémorale de l'Homme.
Adaptée de (Hospital for special surgery, 2013)

1.2.2 Fémur

1.2.2.1 Informations générales

Le fémur, l'os le plus gros, long, et fort du squelette humain, est aussi le seul de la cuisse. Il est constitué d'une tête, d'un col, du grand trochanter (externe), du petit trochanter, d'une diaphyse (partie longue et tubulaire de l'os), et de condyles à l'extrémité (*Voir Figure 1.3, p.5*). Ces derniers présentent des proéminences correspondantes aux épicondyles. Des muscles de la cuisse et de la fesse sont attachés aux trochanters, mais également à la diaphyse. Cette dernière, de par sa forme tubulaire, contient de la moelle jaune servant au métabolisme de l'os. Les épiphyses, ou bien les extrémités de l'os, permettent, quant à elles, de produire des globules rouges via la moelle rouge.

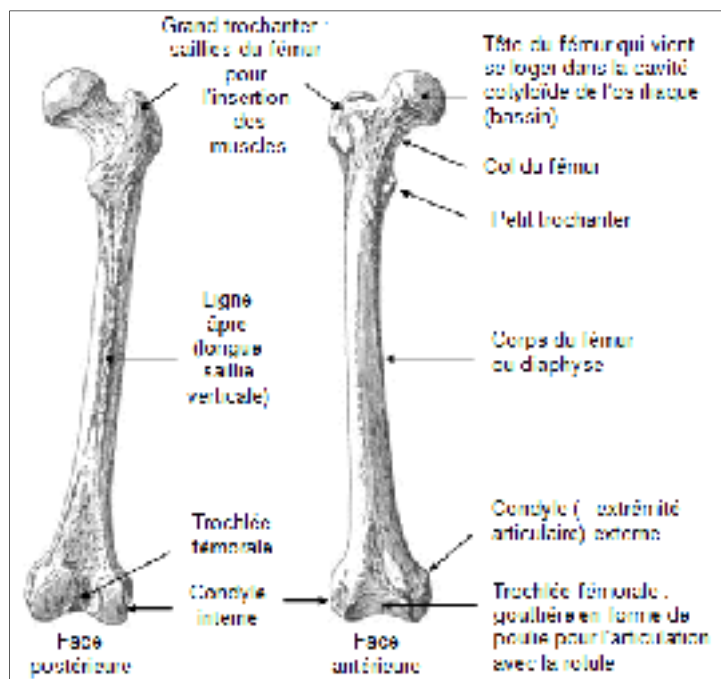


Figure 1.3 Fémur droit chez l'Homme.
Tirée de (Medicopedia Dictionnaire médical en ligne, 2012)

1.2.2.2 Caractéristiques mécaniques de l'os fémoral

1) Loi de Wolff

L'os du fémur est formé de cortex (ou os cortical) d'épaisseur non uniforme à l'extérieur, et d'os trabéculaire (ou spongieux) à l'intérieur. L'os cortical est dense, dur et résistant, contrairement au trabéculaire, qui, comme son nom l'indique, comporte des trabécules (travées osseuses irrégulières) (*Voir Figure 1.4., p.6*). Ces dernières suivent des directions formant des lignes de force provenant de la transmission des charges appliquées au fémur. En effet, selon la loi de Wolff, la croissance de l'os se produit en réaction aux forces subies, assurant ainsi une rigidité du tissu osseux. Le comportement mécanique est dit alors anisotrope. Ces caractéristiques sont propres à l'os trabéculaire métaboliquement plus actif que le cortical. L'os trabéculaire ne se trouve pas sur toute la longueur du fémur, contrairement à l'os cortical.



Figure 1.4 Lignes de force appliquant la loi de Wolff sur un fémur humain.
Tirée de (Fratzl et Weinkamer, 2007)

2) Données de la littérature

Selon la littérature, les caractéristiques mécaniques des fémurs varient d'un article à l'autre. D'une part, des études cherchent à se rapprocher le plus de la réalité en essayant de représenter fidèlement les propriétés du tissu osseux. Les rigidités des axes transversaux sont différentes et inférieures aux longitudinaux selon Kulkarni et Sathe (2008). L'os est dit orthotrope (cas particulier d'anisotropie), car il est dépendant de deux axes principaux. Sa

densité est dépendante du sexe et de l'âge de la personne étudiée. À titre d'exemple, celle de l'homme est supérieure à celle de la femme. Or, cette dernière va présenter une diminution significative de la densité osseuse aux alentours des 50ans, provoquée par la ménopause, impliquant alors un risque d'ostéoporose (Ardawi et al., 2005). Dans les simulations numériques, Fraldi et al. (2010) et Pancanti, Bernakiewicz et Viceconti (2003) tendent à se rapprocher d'un modèle plus réaliste à travers la densité osseuse. Ce premier utilise l'ostéodensitométrie pour reproduire le plus fidèlement possible la géométrie 3D du fémur, ainsi que pour déterminer les modules élastiques adéquats (Rho, Hobatho et Ashman, 1995). Tandis que le second n'applique qu'une formule ayant pour variable une seule valeur de densité osseuse d'un individu sain pour chacun des types d'os (*Voir* Tableau 1.1, p.7).

Tableau 1.1 Caractéristiques mécaniques de l'os dépendant de la densité osseuse du patient.

Tiré de (Pancanti, Bernakiewicz et Viceconti, 2003)

	Cortical	Trabéculaire
Module de Young (E) (MPa)	$E_1(\rho) = 2\,065\rho^{3.09}$ $E_2(\rho) = 2\,314\rho^{1.57}$	$E(\rho) = 1\,904\rho^{1.64}$
Coefficient de poisson (ν)	$\nu_{13}(\rho) = 0,3$ $\nu_{23}(\rho) = 0,3$	$\nu(\rho) = 0,3$
Module de cisaillement (G) (MPa)	$G_{12}(\rho) = 3280$	
Densité pour un individu sain (ρ) (g/cm^3)	$\rho = 1,95$	$\rho = 0,64$

Dans le cas d'un individu sain ($\rho=1,95$ pour l'os cortical et $\rho=0,64$ pour l'os trabéculaire), les caractéristiques de l'os cortical sont $E_1=16,3\text{GPa}$, $E_2=6,6\text{GPa}$, quant à l'os trabéculaire $E=915\text{MPa}$. Néanmoins, pour simplifier les calculs, l'os est majoritairement supposé isotrope. Par ordre chronologique, les données issues d'articles récents sont présentées au Tableau 1.2.

Tableau 1.2 Caractéristiques mécaniques de l'os supposé isotrope
 E : Module de Young
 ν : Coefficient de Poisson..

Références	Cortical	Trabéculaire
(Fernandes et al., 2002)	$E = 20\text{GPa}$	
(Shuib et al., 2005)	$E = 20\text{GPa}$ $\nu = 0,3$	
(Jung et al., 2006)	$E = 17\text{GPa}$ $\nu = 0,3$	$E = 300\text{MPa}$ $\nu = 0,3$
(Kulkarni et Sathe, 2008)		$E_1 = 11,737\text{GPa}$ $E_2 = 8,755\text{GPa}$ $E_3 = 7,896\text{GPa}$ $\nu_{12} = 0,22$ $\nu_{23} = 0,2$ $\nu_{13} = 0,2$
(Abdullah et al., 2010)	$E = 17\text{GPa}$ $\nu = 0,33$	$E=1.5\text{GPa}$ $\nu = 0,33$
(Ruben, Fernandes et Folgado, 2012)	$E = 17\text{GPa}$ $\nu = 0,3$	$E=1\text{GPa}$ $\nu = 0,3$
(Reimeringer et al., 2012)	$E=12\text{GPa}$ $\nu = 0,3$	$E= 345\text{MPa}$ $\nu = 0,3$
(Noyama et al., 2012)	$E = 16\text{GPa}$ $\nu = 0,3$	$E = 0,3\text{GPa}$ $\nu = 0,45$

Les variations sont importantes d'une étude à l'autre. Le module de Young de l'os cortical est compris entre 12-20GPa, et l'os trabéculaire entre 0,3-11,7GPa.

1.2.3 Pathologies de la hanche

La hanche est une articulation du corps humain très sollicitée. En plus du poids du corps à soutenir, elle doit pouvoir faire face aux charges portées par la personne, mais aussi aux efforts physiques réalisés. En plus du risque de fractures, ces sollicitations ponctuelles ou répétitives peuvent laisser apparaître certaines pathologies. Les plus courantes, et celles qui nous intéressent sont : l'arthrite, qui « [...] englobe toutes les affections inflammatoires des

articulations, qu'elles soient aiguës ou chroniques.»¹, et l'arthrose ou «Affection articulaire chronique, dégénérative et non inflammatoire des articulations se caractérisant, anatomiquement, par l'altération destructive des cartilages et par des remaniements osseux [...]»². Dans le cadre d'un traitement, elles peuvent nécessiter une intervention chirurgicale de la hanche (arthroplastie). Il s'agit d'une opération lourde, qui doit donc être justifiée par la douleur et la baisse de mobilité subies par le patient. La dysplasie, qui consiste en la «malformation ou déformation résultant d'une anomalie du développement d'un tissu ou d'un organe qui survient après la naissance»³, peut également amener à la chirurgie.

1.3 Arthroplastie de la hanche et prothèses associées

1.3.1 Modèles existants

Les prothèses de hanches insérées chez les patients sont soit associées à une arthroplastie de resurfaçage de la hanche (ARH) (*Voir Figure 1.5, p.10*), soit à une arthroplastie totale de la hanche (ATH) (*Voir Figure 1.6, p.10*). Ces dernières, qui nécessitent l'insertion de prothèses volumineuses, ont une durée de vie allant de 15 à 25 ans. Elles impliquent un endommagement majeur et irréversible du fémur par sa perte osseuse non renouvelable,

À contrario, les ARH se réalisent avec des implants moins invasifs, car ils sont constitués d'une petite tige insérée dans le fémur et d'un recouvrement de l'os trabéculaire du col fémoral par une coquille creuse. Ces prothèses sont généralement proposées aux jeunes patients pour leur permettre de garder davantage d'os fémoral, et pouvoir ainsi accueillir de nouveaux implants en cas de reprises chirurgicales.

¹ Office québécois de la langue française. « Le grand dictionnaire terminologique ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>>. Consulté le 11 décembre 2012

² Office québécois de la langue française. « Le grand dictionnaire terminologique ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>>. Consulté le 11 décembre 2012.

³ Office québécois de la langue française. « Le grand dictionnaire terminologique ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>>. Consulté le 3 décembre 2012.

Le choix du modèle adéquat est pris par le chirurgien orthopédique, qui tient compte de plusieurs d'éléments dont l'activité physique de la personne concernée, de son âge, et de son anatomie. Par ailleurs, leurs tailles sont définies à partir de radiographies et de calques spécifiques (*Voir* Figure 1.7, p. 10). Enfin, les matériaux qui les constituent sont biocompatibles.



Figure 1.5 Prothèse pour arthroplastie de resurfaçage de la hanche.
Tirée de (Olivier Dr May, 2003-2013)

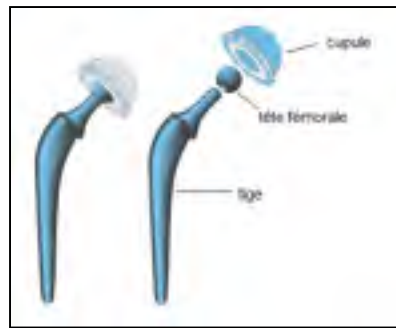


Figure 1.6 Prothèse pour arthroplastie totale de la hanche.
Adaptée de (Centre Orthopédique Pasteur Lanroze, 2013)



Figure 1.7 Calques pour positionnement de prothèses.
Tirée de (Orthopédie Jules Verne Nantes, 2013)

1.3.2 Techniques de maintien

Dès sa première prothèse en 1960, John Charnley propose l'utilisation d'un ciment afin d'assurer la stabilité de l'implant dans l'os. En 1977, Charles A. Engh découvre que l'os pouvait se remodeler et donc croître dans des matériaux poreux. Il est désormais possible de remplacer la cimentation par une prothèse fabriquée de matériau pouvant accueillir de la croissance osseuse et assurer un maintien naturel de l'implant (ostéo-intégration), notamment à travers un revêtement poreux. Actuellement, les chirurgiens orthopédistes ont donc le choix entre des prothèses cimentées et non-cimentées.

1.4 Études pertinentes aux recherches

Les recherches relatives aux prothèses pour ATH s'intéressent à divers aspects. Les plus récurrents (prise en compte au vu du nombre de fois qu'ils étaient abordés dans les articles sélectionnés), et pertinents à nos recherches, sont présentés à la suite. Les sections suivantes traiteront du SS, de la stabilité primaire (SP) et de l'ostéo-intégration.

1.4.1 Phénomène du *stress shielding*

1.4.1.1 Origines

La durée de vie d'une prothèse chez un patient peut être limitée pour différentes raisons. Le descellement en fait partie, et dans certains cas, il est causé par de la résorption osseuse. En effet, lorsqu'une prothèse est implantée dans un fémur, la transmission des charges diffère de l'état pré-opératoire, rendant la répartition des contraintes anormale et non-homogène (Jung et al., 2006). La cause de ce phénomène est principalement la supériorité de la rigidité de la tige fémorale (généralement en titane), par rapport au tissu osseux (Abdullah et al., 2011). Ainsi, la loi de Wolff s'applique et l'os s'adapte aux contraintes dont il est sujet. On parle alors de SS. Cette résorption osseuse peut être également provoquée par des débris d'usure de l'implant provoquant des réactions biologiques.

1.4.1.2 Zones critiques

Le SS au sein d'un os implanté est surtout localisé dans la partie proximale du fémur, autour de l'implant (*Voir* Figure 1.8, p.12). À partir du schéma des zones de Gruen (division de la prothèse en 7 parties), il s'agit généralement de 1, 2, 6 et 7 (*Voir* Figure 1.9, p.12). Ceci est confirmé dans de nombreuses études, telles que celles de Huiskes et Rietbergen (1995), Behrens et al. (2008), Noyama et al. (2012) et Weinans, Huiskes et Grootenboer (1994). Les zones proximales antérieure et postérieure présentent plus particulièrement une croissance osseuse faible, voire nulle, propices à de la résorption, selon Fernandes et al. (2002) (*Voir* Figure 1.10, p.13).

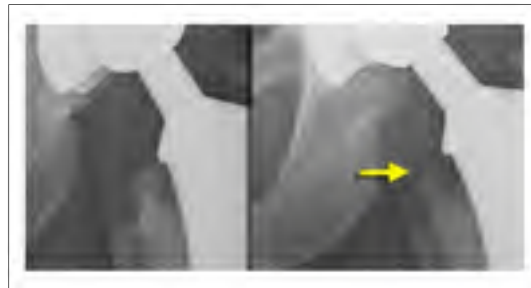


Figure 1.8 Radiographies d'un os sans *stress shielding* (gauche) et avec *stress shielding* (droite).
Tirée de (Watt et al., 2013)

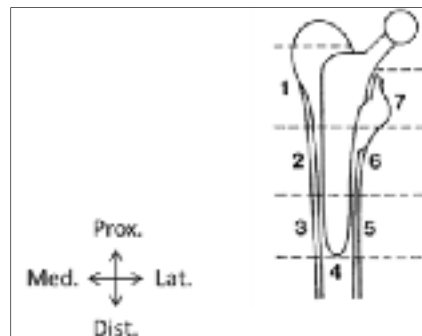


Figure 1.9 Zones de *stress shielding* selon les zones Gruen : 1,2,6 et 7.
Tirée de (Breusch et al., 2001)



Figure 1.10 Implantation de la prothèse dans le fémur (gauche), Zones sans croissance de l'os dans la prothèse en bleu (droite). Adaptée de (Fernandes et al., 2002)

1.4.1.3 Solutions

Pour pallier le problème du SS, des études sont menées sur l'amélioration des prothèses. Dans le cas du changement de son design, Abdullah et al. (2011) suggèrent un raccourcissement de la tige. En effet, les schémas de répartition des contraintes ne changent qu'en intensité en fonction des longueurs des tiges. Or, plus elle est courte, plus des concentrations de contraintes diminuent sur l'ensemble de l'os, amenant à une meilleure homogénéité du travail de l'os, donc à une diminution du risque de SS (Voir Figure 1.11, p.14). Fraldi et al. (2010) reprennent tout le design de la prothèse pour en définir une géométrie pouvant diminuer le risque de SS.

En contrepartie, lorsque l'on veut garder la forme de la prothèse, le matériau qui la constitue peut être remplacé. Si ses propriétés mécaniques se rapprochent de celles de l'os, le SS peut diminuer selon Morscher (1984). Dans cette optique des chercheurs développent de nouveaux matériaux, tels que des composites offrant un meilleur compromis entre le SS et les micromouvements de la SP (Caouette et al., 2012; Caouette, Yahia et Bureau, 2011). Or, ces deux paramètres sont indissociables pour le développement, ou l'amélioration d'une prothèse optimale (Ruben, Fernandes et Folgado, 2012). Hedia et al. (2005) travaillent sur le changement de la rigidité de la prothèse en utilisant des matériaux bioactifs aux propriétés

mécaniques différentes (collagène, hydroxyapatite, Bioglass). Cette voie de recherche est reprise par Khanoki et Pasini (2012) et Harrysson et al. (2008) qui se concentrent sur la fabrication d'implants de hanche avec matériau poreux, permettant ainsi de diminuer la rigidité du matériau.

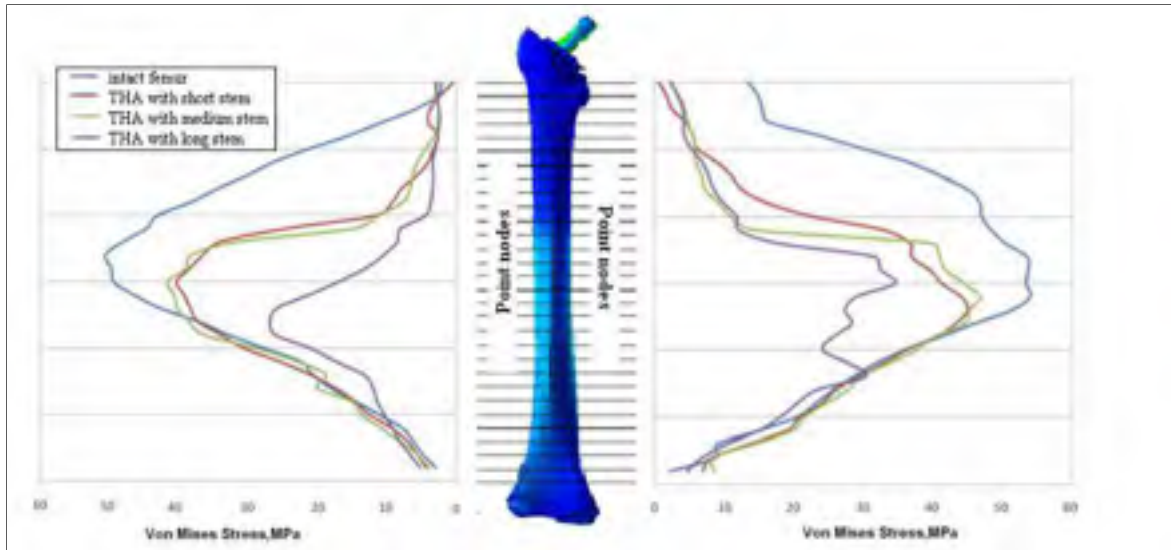


Figure 1.11 Schémas des contraintes de Von Mises dans le fémur en fonction de longueurs de tiges.

Tirée de (Abdullah et al., 2011)

1.4.2 Stabilité primaire

Suite à une opération chirurgicale, la prothèse doit être placée de façon à ce qu'elle soit stable dans le fémur, tout en présentant des micromouvements. On parle alors de SP. Ces éléments amènent ensuite à une croissance de l'os autour ou dans le fémur amenant à la stabilité secondaire.

Alors que des médecins précautionnent le repos durant 30 à 40 jours après une ATH, d'autres suggèrent d'attendre plusieurs mois pour s'assurer que la phase de la SP soit finie. Durant cette période de réhabilitation, la posture du patient, ainsi que les gestes qu'il réalise dans l'exécution des tâches, sont inhabituels et mal assurés. Ils s'avèrent être donc plus critiques à

la SP et donc engendrent davantage de risques de descellements (Fraldi et al., 2010; Pancanti, Bernakiewicz et Viceconti, 2003).

Reimeringer et al. (2012) démontrent, via des simulations numériques, que la combinaison de la longueur, et de la forme en coupe transversale de la tige, jouent un rôle sur les micromouvements à l'interface os-prothèse. Les méthodes servant à mesurer expérimentalement ces déplacements à l'interface se développent. À cet effet, Gortchacow et al. (2012) placent une centaine de capteurs sur la surface interne de l'os, en contact avec l'implant. Les tests n'ont été menés jusqu'à présent que sur des os cadavériques.

Ruther et al. (2010), quant à eux, ont développé un système mécanique et acoustique servant à déterminer *in vivo* s'il y a un risque de descellement ou non de l'implant, mesurant ainsi indirectement la SP. Ceci se fait à travers des oscillateurs placés à l'intérieur de la prothèse, qui, excités par un champ magnétique, produisent des vibrations mesurables. Varini et al. (2010) travaillent sur une technique d'analyse intra-opérative, en mesurant des fréquences validant le positionnement de l'implant, afin d'assurer une SP optimale.

Enfin, les épaulements (Voir Figure 1.12, p.15) sont remis en question pour assurer la SP, à travers des analyses numériques. Selon Baharuddin et Kadir (2010), ils ne servent qu'à prévenir un déplacement distal en cas de faille du maintien de la prothèse.



Figure 1.12 Prothèse avec épaulement pour arthroplastie totale de la hanche.

Tirée de (Wikipédia, 2013)

1.4.3 Ostéo-intégration

Les micromouvements à l'interface os-prothèse, pour assurer une croissance optimale du tissu osseux, doivent être compris entre 40 et 150 μ m selon les études numériques de Reimeringer et al. (2012). En prenant compte de ces déplacements, des algorithmes sur la croissance de l'os, basés sur la nature du contact à l'interface os-prothèse, sont définis. Ils permettent ainsi aux simulations numériques de se rapprocher le plus fidèlement possible de la réalité (Tarala, Janssen et Verdonschot, 2013).

Moritz et al. (2011), quant à eux, démontrent de façon expérimental, qu'il n'y a pas de corrélations entre la qualité de l'os cortical fémoral et son ostéo-intégration, de même avec le risque de descellement de la prothèse suite à une implantation.

Enfin, de nouveaux revêtements se développent, tels que la mousse de titane biocompatible servant à accueillir l'os dans ses pores. Ce maintien naturel donne des résultats prometteurs (Wazen et al., 2010).

1.4.4 Conditions limites

1.4.4.1 Système de coordonnées

Lors de l'intervention chirurgicale d'une ATH, le clinicien détermine un système de coordonnées spécifique, à partir d'outils de positionnement, permettant une implantation optimale de la prothèse. Les chercheurs, quant à eux, définissent de nouveaux systèmes de coordonnées à partir d'éléments anatomiques, tels que des axes ou des points géométriques spécifiques. Afin d'arriver à une uniformité, la *International Society of Biomechanics* (ISB) propose aux chercheurs l'utilisation d'un modèle de systèmes de coordonnées pour des études portant sur des articulations humaines. Celle de la hanche en fait partie et prend en compte l'implantation d'une prothèse pour ATH (Wu et al., 2002). Le modèle de système de coordonnées défini reste cependant limité en comparaison à celui d'un clinicien lors d'une opération, notamment par le fait que les axes de la diaphyse et du col fémoral ne soient pas

pris en compte (Desmarais-Trépanier, 2009). Le système de coordonnées correspondant est représenté en annexe (*Voir* ANNEXE I, page 87).

1.4.4.2 Chargements

Les chargements imposés aux fémurs implantés varient également dans la littérature. Les scientifiques en privilégient deux, représentant la force au contact de l'articulation, ainsi que celles des abducteurs. Des études cherchent cependant à effectuer les analyses en représentant davantage de muscles tout en restant simplifiées par rapport à la réalité, comme c'est le cas de Heller et al. (2005). L'ensemble des données correspondant à celles de Bergmann, Graichen et Rohlmann (1993) (*Voir* ANNEXE II, page 89) sont souvent reprises (Pancanti, Bernakiewicz et Viceconti, 2003; Radcliffe et Taylor, 2007; Reimeringer et al., 2012). Elles relèvent les mouvements les plus fréquents de la vie quotidienne d'un patient venant de subir une ATH (en pourcentage de temps) : s'asseoir (44,3%), être debout (24,5%), marcher (10,2%), être allongé (5,8%) et monter les escaliers (0,4%). Une marche rapide (proche de 4km/h), mesurée à l'aide d'une prothèse instrumentée, ainsi qu'une montée d'escalier, représentent les deux activités engendrant les plus importantes forces sur la prothèse fémorale (Bergmann et al., 2001). Celles-ci se traduisent par des contraintes représentant respectivement 238% et 251% du poids de l'individu. Koyanagi et al. (2011) suggèrent également l'ajout de mouvements quotidien de la population asiatique (accroupissement, agenouillement) lorsqu'il s'agit d'un développement de prothèse en orient. De plus, la majorité des études supposent un contact os-prothèse sans frottement, afin de simplifier les modèles et donc les calculs. Ce choix est d'autant plus juste s'il est considéré que de l'os a crû dans la tige fémorale (Fraldi et al., 2010).

1.5 Méthode novatrice de fabrication additive

De nouvelles technologies de fabrication se développent et certaines peuvent être utilisées dans le domaine du médical, en particulier pour la fabrication d'un matériau moins rigide que le titane afin de diminuer le SS. Il existe notamment le *Selective laser melting*, ou bien

l'EBM, qui est une méthode de fabrication additive ou stéréolithographie (poudre fondue par faisceaux d'électrons, strate par strate (*Voir* Figure 1.13,p.18)). En tant que procédé servant à la formation de l'alliage de titane Ti64Al4V poreux, il permet de concevoir, à partir de fichiers numériques issus de CAO, les formes des pièces désirées. Dans le cas du titane poreux, il est possible de faire varier les pores du métal, ces derniers servant à déterminer la rigidité du matériau, de même qu'un maintien naturel de l'implant en laissant croître l'os à l'intérieur de la structure.

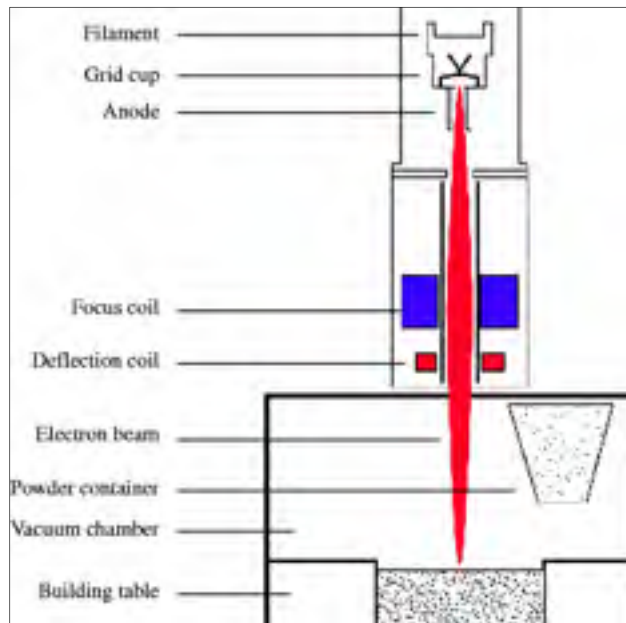


Figure 1.13 Méthode de fabrication additive :
electron beam melting.
Tirée de (Xiang et al., 2010)

Étant un procédé de fabrication novateur, il n'existe actuellement sur le marché que très peu de prothèses en titane poreux obtenues par EBM. Nous en avons recensé deux en Europe, qui sont des implants cotyloïdiens fabriqués par Alder ortho et Lima Corporate.



Figure 1.14 Implant cotyloïdien fabriqué par *electron beam melting* du fabricant Alder.
Tirée de (Alder ortho, 2013)



Figure 1.15 Implant cotyloïdien fabriqué par *electron beam melting* du fabricant Lima Corporate.
Tirée de (Lima Corporate, 2011)

1.6 Conclusion

Ce chapitre a permis d'en apprendre davantage sur les concepts de l'anatomie humaine peu connus par la société des ingénieurs. L'articulation de la hanche a été présentée à travers ses caractéristiques mécaniques, les pathologies qui lui sont associées, ainsi que les façons d'y remédier. Une revue de la littérature met en avant les sujets récurrents de ces dernières années, étudiés par les chercheurs, en lien avec les prothèses pour ATH et le présent projet de recherche. La problématique du SS a ainsi été abordée, de même qu'une solution qui servirait à la maîtriser. Il s'agit notamment de la fabrication d'un implant par stéréolithographie (EBM) permettant l'incorporation de pores dans le titane afin de diminuer la rigidité de l'implant.

CHAPITRE 2

ÉNONCÉ DES OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

L'objectif principal de ce projet de recherche est de trouver un moyen pour diminuer le phénomène de SS, provoqué par une répartition des contraintes, dans un os fémoral implanté, changeant à celui de l'état préopératoire. Pour cela, nous nous sommes basés sur l'hypothèse que moins la rigidité de l'implant inséré dans le fémur est importante, plus le travail dans l'os trabéculaire se fera de manière homogène (Harrysson et al., 2008; Hedia et al., 2005; Khanoki et Pasini, 2012). Il s'agit donc, à l'aide de la MÉF (méthode par éléments finis), de faire varier le module d'élasticité d'une tige fémorale, étant à l'origine en titane, afin d'étudier l'évolution du transfert des charges et de vérifier l'hypothèse émise. Dans un premier temps, nous sommes partis d'un modèle d'un implant, développé au préalable par la compagnie Surgival, sur lequel un revêtement en titane poreux a été ajouté. Le but est d'en diminuer la rigidité globale. Ce travail s'est effectué en collaboration avec l'IBV via la MÉF. Dans un second temps, une étude numérique paramétrique a investigué l'effet d'une diminution de la rigidité sur la totalité de l'implant, ou seulement des zones spécifiques. Pour mener à bien le projet, différentes étapes se sont succédées (*Voir* Figure 2.1, p.23 et Figure 2.2, p.24).

A. En collaboration avec l'IBV, développement d'une prothèse à revêtement en titane poreux à partir d'un modèle déjà existant et développé par Surgival, afin d'en diminuer sa rigidité et de diminuer le SS

1. Études numériques

- a. Définition de la géométrie de la prothèse par CAO
- b. Détermination des propriétés mécaniques des matériaux
- c. Mise en situation dans un contexte ISO 7206-4 :2010 pour implants chirurgicaux servant à la certification de l'implant dans le but de le commercialiser

- d. Mise en contexte *in vivo* numérique, soit l'implantation de la prothèse de taille 12,5 dans la géométrie du fémur Sawbone® par CAO
 1. Application des conditions limites du contexte *in vivo* associées à trois ensembles de forces : marche rapide, montée d'escalier, force unique semblable à celle de ISO 7206-4 :2010
 2. Utilisation de la MÉF pour déterminer des contraintes et des déplacements

B. À partir de cette même prothèse existante, travail sur les rigidités idéales permettant de contrôler le transfert des charges, et donc de faire évoluer la répartition des contraintes dans l'os trabéculaire, de façon à ce qu'elle soit homogène, diminuant ainsi le risque de SS

1. Assemblage de la prothèse dans l'os fémoral par CAO pour se retrouver dans un contexte proche de la réalité
2. Détermination et subdivision de la prothèse en sous-parties
3. Variation et analyse de la rigidité des sous-parties
4. Études numériques par éléments finis déterminant les contraintes de l'os pour valider ou invalider les subdivisions, sinon recommencer les étapes

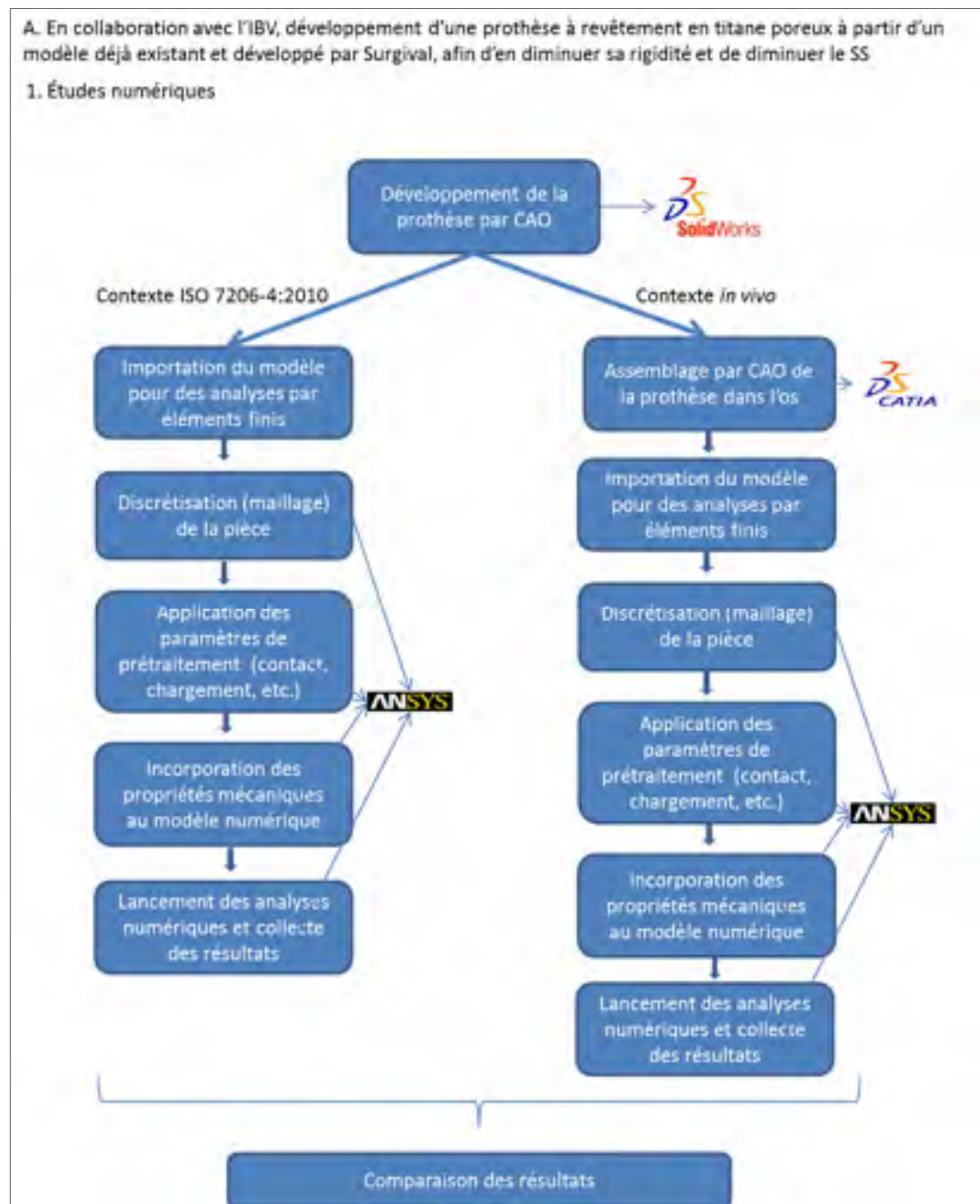


Figure 2.1 Diagramme du processus présentant l'évolution du projet en prenant compte des logiciels utilisés et de l'ordre chronologique de l'étude (Partie A).

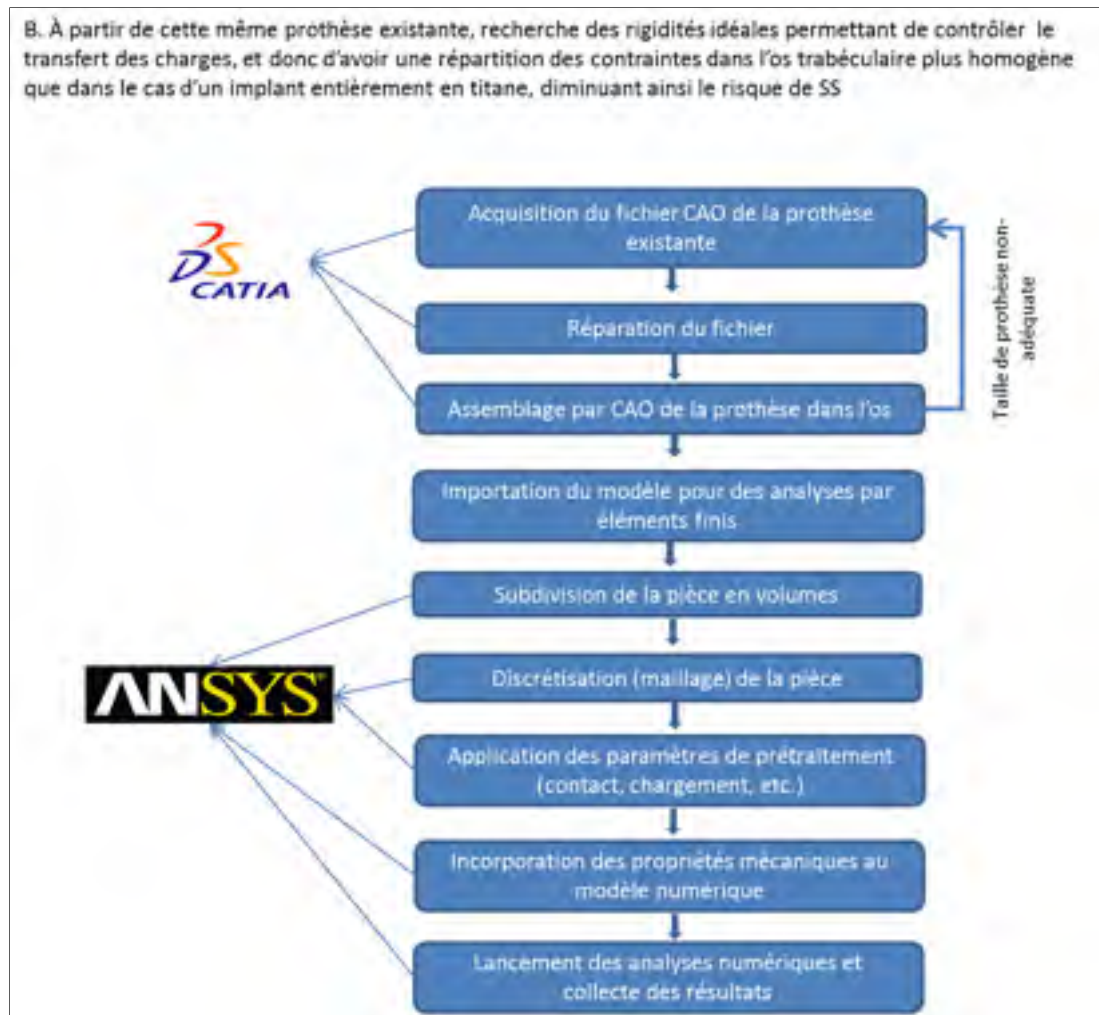


Figure 2.2 Diagramme du processus présentant l'évolution du projet en prenant compte des logiciels utilisés et de l'ordre chronologique de l'étude (Partie B).

CHAPITRE 3

ANALYSE D'UNE PROTHÈSE AVEC REVÊTEMENT EN TITANE POREUX

La compagnie Surgival a demandé à l'IBV de développer et d'analyser une prothèse novatrice ayant un revêtement en titane poreux, tout autour de la tige, fabriqué par EBM (*Voir Figure 3.1*, p.25). Le but est de commercialiser un implant permettant de minimiser le risque de SS.

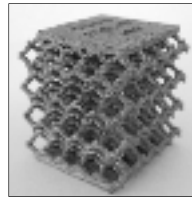


Figure 3.1 Titane poreux fabriqué
par *electron beam melting*.
Tirée de (Yánez Santana et al., 2012)

Ce revêtement a pour particularité d'être fabriqué en même temps que la tige : ils ne constituent qu'une seule pièce. Ceci est contraire à ce qui se fait généralement, tel que le dépôt d'hydroxyapatite par projection plasma (forme de revêtement la plus courante). Son épaisseur maximum, quant à elle, est nettement supérieure à la moyenne de celles des implants qui sont actuellement présents sur le marché, avec 3,45mm, contre généralement 0,08-0,12mm (Petit, 1999; Shepperd et Apthorp, 2005) (*Voir Figure 3.2*, p.25). Enfin, la densité du titane poreux dans notre étude est de 70%, alors que celui de l'hydroxyapatite est compris entre 25 et 34% (Yang et al., 2007).

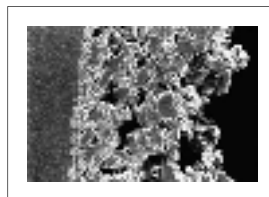


Figure 3.2 Revêtement en hydroxyapatite.
Tirée de (Ryan, Pandit et Apatsidis, 2006)

Les directives ISO 7206-4 :2010 (Pour implants chirurgicaux – Prothèses partielles et totales de l’articulation de la hanche – Partie 4 : Détermination des propriétés d’endurance et des performances des tiges fémorales) sont suivies pour la certification de l’implant. Bien que ce document porte sur des tests physiques en fatigue, il est utilisé dans des études préliminaires en statique, à travers des simulations numériques. Ceci permet d’étudier un nombre illimité de design de la prothèse, afin de déterminer lequel est plus apte à supporter le chargement requis. Les coûts de recherches sont ainsi diminués.

J’ai passé deux mois dans les locaux de l’IBV à Valence, pour intégrer leur équipe de recherche. Mon rôle était de modéliser ce nouvel implant par CAO (représenté sous cinq tailles), et de faire des analyses numériques du cas critique (plus petite taille sans revêtement). Cependant, en plus des données dont ils avaient besoin, des recherches ont été complétées par analyses numériques, pour mieux comprendre le comportement d’une prothèse avec revêtement en titane poreux, notamment en situation *in vivo* (selon le modèle développé au laboratoire par Reimeringer et al. (2012)). L’ensemble des résultats relevés sont présentés ci-dessous.

Tableau 3.1 Études réalisées en conditions ISO et *in vivo* considérant plusieurs configurations et tailles de prothèses.

	Résultats	Tailles	Configurations de la prothèse	Ensembles étudiés
ISO	Contraintes de Von Mises (σ)	6,25; 7,5;	Sans revêtement; Avec revêtement en titane poreux; Entièrement en titane	80mm supérieurs de la prothèse (ISO)
	Déplacements (δ)	10; 11,25; 12,5		Col de la prothèse; 80mm supérieurs de la prothèse (ISO)
<i>in vivo</i>	Contraintes de Von Mises (σ)	12,5	Avec revêtement en titane poreux; Entièrement en titane	80mm supérieurs de la prothèse (ISO)
	Déplacements (δ)			Col de la prothèse; 80mm supérieurs de la prothèse (ISO); Prothèse entière

3.1 Données d'entrée aux études numériques

3.1.1 Définition du modèle

Un revêtement en titane poreux est ajouté sur CAO à un modèle existant de prothèse développée par Surgival, déjà commercialisé et implanté. Sa forme est définie à travers des simulations numériques, afin qu'elle soit théoriquement apte à supporter les charges imposées par la documentation ISO. Le logiciel de CAO utilisé est Solidworks 2012, et les simulations numériques se sont faites sur Ansys (Workbench 14.5).

L'épaisseur maximale relevée de la plus petite taille (6,25) est de 3,45mm, et la longueur de de 153mm, tel que montré à la Figure 3.3. Le volume du revêtement de ce même modèle représente 13% du volume de la prothèse, soit environ 2 800mm³ pour 22 350 mm³. Sous la demande du fabricant, une nervure est ajoutée à la prothèse afin d'assurer une dissipation de la chaleur optimale lors de sa fabrication par EBM.

Au cours des études, trois configurations sont prises en compte : un implant sans revêtement, avec revêtement poreux, et avec un revêtement en titane (autrement dit, cela représente une prothèse entièrement constituée de titane). Ces comparaisons permettent notamment de comparer le nouveau modèle de prothèse (avec matériau poreux), à celui qui est déjà en vente (entièrement en titane).

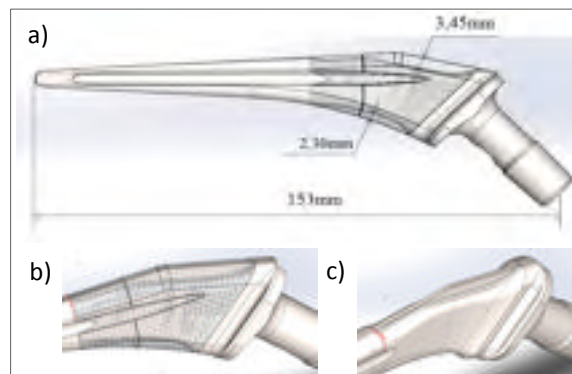


Figure 3.3 a) Vue sagittale de la prothèse entière
 b) Focus sur le revêtement de la prothèse
 c) Vue de la prothèse sans revêtement (nervure visible).

3.1.2 Propriétés des matériaux

Le titane (Arcam Ti6Al4V ELI) constitue la majeure partie de la prothèse. Il peut supporter des contraintes maximales de 600MPa sans se détériorer, selon le fournisseur. Le titane poreux du revêtement présente une densité de 70%, qui est le meilleur compromis entre la résistance du matériau, son nettoyage et sa stérilisation avant utilisation. Les propriétés qui lui sont attribuées proviennent de tests réalisés en laboratoire à l'IBV. Les matériaux sont supposés isotropes (caractéristiques mécaniques similaires dans toutes les directions), et leurs caractéristiques sont rassemblées dans le Tableau 3.3.

Tableau 3.2 Caractéristiques mécaniques des titanes de la prothèse.
Tiré des compagnies Arcam et IBV

	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson ν	Limite d'élasticité (MPa)	Limite à la rupture (traction) (MPa)
Titane (Arcam)	120	0,3	930	970
Titane poreux (IBV)	2,93	0,3	N/A	N/A

3.2 Études numériques en condition ISO

3.2.1 Conditions limites

Selon ISO, pour une tige de longueur (CT) comprise entre 120 et 250mm, la configuration à suivre est la suivante : $D=80\text{mm}$ (longueur de la partie supérieure de la prothèse à prendre en considération), $\alpha = 10^\circ$ (angle en fonction de l'axe x et en considérant la rotation autour de l'axe z de la Figure 3.4) et $\beta = 9^\circ$ (angle en fonction de l'axe x et en considérant la rotation autour de l'axe y de la Figure 3.4). Seule la partie supérieure de 80mm est prise en compte, le reste est supposé encastré (*Voir* Figure 3.4, p.29).

Après avoir été enregistré et transféré en format standard (parasolid), le fichier CAO est exploité avec le logiciel commercial d'éléments finis Ansys (Workbench 14.5) pour réaliser les analyses. Pour chacune des tailles des prothèses évaluées, une force de 2 300N,

perpendiculaire au plan de coupe, est appliquée sur l'ensemble de la surface à l'extrémité du col (*Voir* Figure 3.4, p.29). Elle doit être perpendiculaire au plan de coupe inférieur du modèle. Ce chargement étant unique, la réaction de la plus petite taille de la prothèse, sans revêtement, est la plus pertinente. En effet, si ce cas critique supporte sans faille les conditions limites, il en est de même pour les autres.

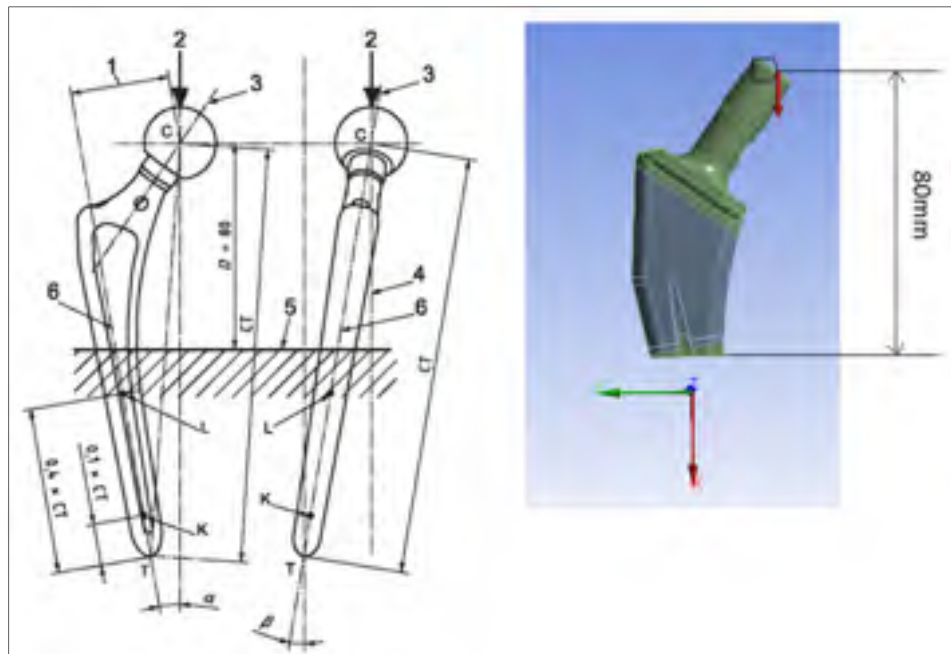


Figure 3.4 Conditions limites ISO appliquées à notre modèle :
 Force unique de 2 300N appliquée à l'extrémité du col de la prothèse,
 Prise en considération des 80mm supérieurs de la prothèse,
 Encastrement de la partie inférieure de la prothèse.
 Adaptée de ISO 7206-4 :2010

3.2.2 Maillage

La méthode de convergence est utilisée pour obtenir un maillage optimal. Cela consiste à se rapprocher d'une valeur « idéale » à travers des calculs. Il est préférable d'imposer au départ, un maillage grossier afin de réussir à le faire converger. Cela peut se faire via des outils fournis par Ansys, et en imposant une grande taille d'éléments (8mm dans notre cas) (*Voir* Figure 3.5, p. 30). Ensuite, des zones (surfaces et arêtes) risquant de présenter des

concentrations de contraintes sont spécifiées au logiciel, pour qu'elles soient affinées davantage après la convergence. La convergence obtenue est de 2% pour chacun de nos modèles (les cinq tailles, avec ou sans revêtement), ce qui représente une bonne qualité de maillage. La valeur de 2% étant très faible, cela assure des résultats fiables et des risques d'artefacts moindres. Les contraintes maximums peuvent donc, par exemple, être exploitées.

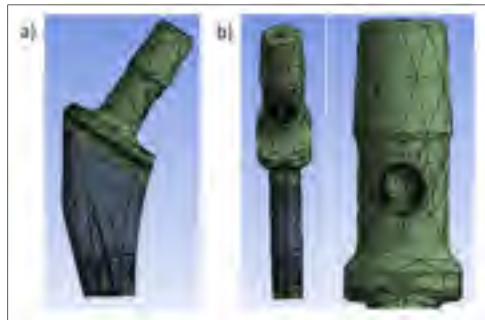


Figure 3.5 a) Maillage de la partie de la prothèse étudiée (80mm supérieurs selon ISO)
b) Maillage de la cavité du col.

3.2.3 Analyses

3.2.3.1 Contraintes de Von Mises

Les contraintes de Von Mises sont relevées et analysées. Les trois configurations (sans revêtement, avec revêtement poreux, entièrement en titane) sont étudiées, pour chacune des cinq tailles. Le but de cette étude est de vérifier que tous les modèles des implants, quelles que soient les tailles et les configurations, puissent supporter le chargement ISO.

1) Résultats

Les résultats associés aux maximums des contraintes de Von Mises sont rassemblés en Tableau 3.3.

Tableau 3.3 Contraintes maximums de Von Mises (MPa) en fonction des tailles et des configurations des prothèses.

Tailles/ Configurations	Sans revêtement σ (MPa)	Avec revêtement poreux σ (MPa)	Entièrement en titane σ (MPa)
6,25	331	331	331
7,5	331	331	332
10	330	329	330
11,25	331	331	331
12,5	331	331	331

Les contraintes maximums relevées se situent, pour chacune des cinq tailles analysées, à la cavité du col de la prothèse (*Voir Figure 3.6, p.31*). Elles sont toutes constantes, très proches, et la valeur la plus élevée est de 331MPa. Il y a tout de même davantage de similitudes entre une prothèse sans revêtement et celle avec revêtement en titane poreux, contrairement à celle entièrement en titane.

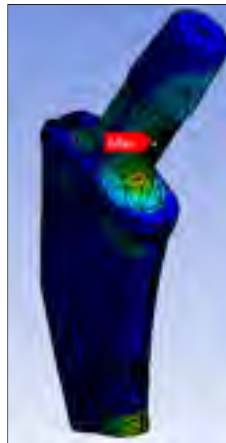


Figure 3.6 Contraintes maximales de Von Mises dans la prothèse.

2) Interprétation des résultats et discussion

La cavité du col sert à retirer l'implant à l'aide d'un outil, lors d'une révision chirurgicale. Ce n'est donc pas une zone souvent utilisée et primordiale à la tige fémorale. De plus, nous sommes en situation de compression, ce qui n'est pas critique pour un métal, contrairement à de la traction.

Le peu de variation des contraintes maximums (en fonction des tailles et des configurations) peut provenir d'un manque de précision des calculs par la MÉF. Cependant, l'ensemble des valeurs est inférieur à 332MPa, ce qui correspond à environ la moitié de ce que supporte le titane. L'implant peut donc être soumis au chargement imposé par ISO.

Enfin, les similitudes entre une prothèse sans revêtement, et avec revêtement en titane poreux prouvent que le titane poreux n'intervient pas dans le comportement de la prothèse. Les valeurs qui leur sont associées se démarquent de la prothèse entièrement en titane, qui présente des contraintes maximales légèrement supérieures.

Pour conclure, puisque les contraintes maximums se situent sur des zones non dangereuses, et que les valeurs sont inférieures à la limite critique : la prothèse est théoriquement apte à supporter le chargement ISO.

3.2.3.2 Déplacements de la prothèse

Les déplacements de la surface du col de la prothèse sont demandés dans la certification de l'implant à partir des directives ISO. En effet, ces données permettront à l'avenir de déterminer des réductions de rigidités entre la nouvelle prothèse en titane poreux, et celle entièrement en titane, déjà en vente sur le marché. Une nouvelle réduction de rigidité pourra être mesurée et calculée expérimentalement. Dans le cas où ces valeurs sont proches, les résultats des modèles par éléments finis peuvent être exploités dans la certification de l'implant. Les contraintes pourraient alors confirmer ou non, si la prothèse est apte à supporter le chargement requis par les directives ISO.

De plus, nous nous sommes intéressés aux déplacements de la partie supérieure de la prothèse (80mm supérieurs de l'implant selon les directives ISO), pour les trois configurations (sans revêtement, avec revêtement en titane poreux et entièrement en titane). À cela, trois ensembles ont également été considérés (col pour une prothèse avec revêtement, partie supérieure de la prothèse (80mm) avec et sans revêtement).

1) Résultats

Les maximums des déplacements se sont situés, à chaque fois, sur le col de la prothèse (avec revêtement) (Voir Figure 3.7, p.33). Il est le seul alors pris en considération dans nos analyses. Les déplacements maximums du col de la prothèse en fonction des tailles et des configurations sont en Figure 3.8. Ils présentent les mêmes résultats pour les configurations sans revêtement et avec revêtement en titane poreux. Ceux associés à un implant entièrement en titane se démarquent avec des valeurs inférieures de 0,10mm près (soit un rapport de 25%), à l'exception de la taille 11.

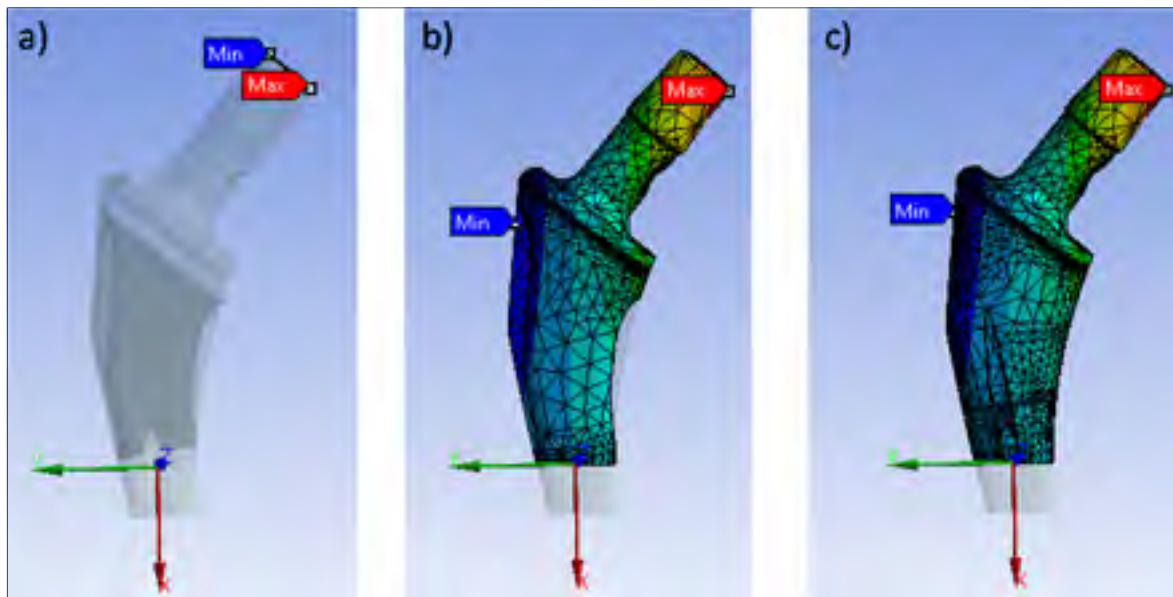


Figure 3.7 a) Localisation du déplacement maximum du col de la prothèse avec revêtement, en fonction de la direction de l'application de la force
 b) Localisation du déplacement maximum de la prothèse sans revêtement, en fonction de la direction de l'application de la force
 c) Localisation du déplacement maximum de la prothèse avec revêtement, en fonction de la direction de l'application de la force.

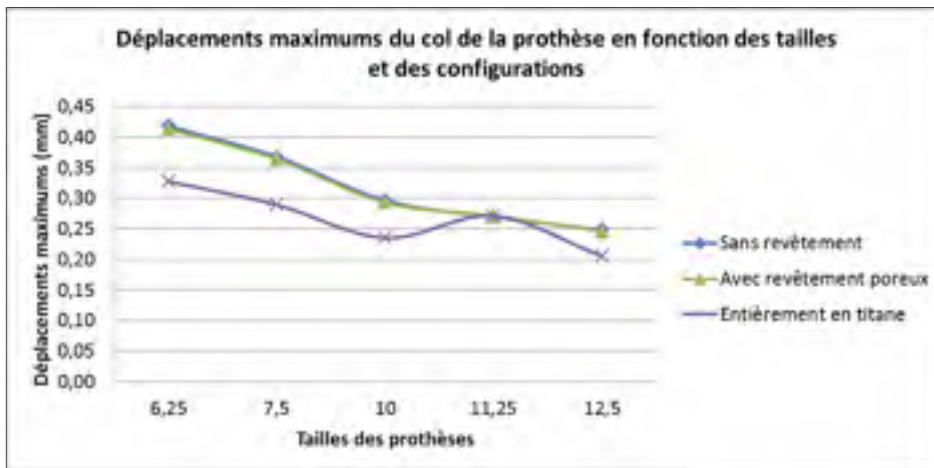


Figure 3.8 Déplacements maximums du col de la prothèse (mm) sous la charge unique de 2 300N, en fonction des tailles et des configurations.

2) Interprétation des résultats et discussion

Les résultats démontrent que seul le calcul des déplacements maximums du col fémoral est utile, puisqu'ils se trouvent au même endroit pour toutes configurations. Alors les calculs des normes ISO suffisent. Par ailleurs, le revêtement en titane poreux n'apporte rien à la rigidité de la prothèse, puisque les déplacements maximums sont les mêmes que pour les configurations sans revêtement. De plus, bien que la prothèse entièrement en titane soit plus rigide (volume de titane plus important que dans les cas de prothèse sans revêtement et avec revêtement poreux), la différence de déplacement est de 0,10mm. Bien que cela représente une diminution des déplacements de 25%, c'est faible et non mesurable physiquement. La valeur associée à la taille 11 ne correspond pas au comportement général de la prothèse entièrement en titane. Ceci pourrait s'expliquer par un manque de précision des calculs.

En conclusion, le revêtement en titane poreux ne joue aucun rôle significatif quant à la rigidité de la prothèse. Ceci peut se comprendre, de par le volume minime qu'il représente.

Enfin, comme le demande le document ISO, seule l'analyse des déplacements maximums du col de la prothèse suffit.

3.2.4 Conclusion

Le design de la prothèse supporte le chargement imposé par les directives ISO. De plus, la prothèse entièrement en titane a un déplacement du col de la prothèse moindre, par rapport à la prothèse sans revêtement, avec 25% de différence. Enfin, ces déplacements mesurés au col de l'implant, comme cela est demandé pour la certification de la tige fémorale, sont suffisants pour évaluer ceux de l'ensemble de la pièce.

3.3 Études numériques en condition *in vivo*

Des analyses sont réalisées en contexte *in vivo*, pour lequel une prothèse est implantée dans un fémur. La représentation est alors plus réaliste et proche de la réalité. La géométrie CAO de l'os en question peut se télécharger sur ce lien internet, où il a été mis en ligne par un ancien membre du laboratoire : <https://www.biomedtown.org/>. Il s'agit du modèle couramment exploité pour les recherches de notre laboratoire.

3.3.1 Assemblage d'un fémur implanté

3.3.1.1 Choix du fémur

Les fémurs utilisés en condition *in vivo* dans la littérature peuvent être entiers, ou divisés en deux. Pour prendre une décision quant à la meilleure configuration, des simulations sont réalisées avec les deux cas de figure, en marche rapide. Les conditions limites associées sont en Figure 3.9, telles que les deux forces et la zone d'encastrement correspondant au contact avec le tibia. De plus, selon Bergmann et al. (2001), pour un poids de 836N (correspondant à une masse d'environ 83,6kg), la charge à l'articulation en marche rapide est de 1 948N, et celle des abducteurs 871N. Avec cette représentation des forces dans un repère 3D, puisque leurs directions sont différentes, il est négligé les autres muscles rattachés au fémur.

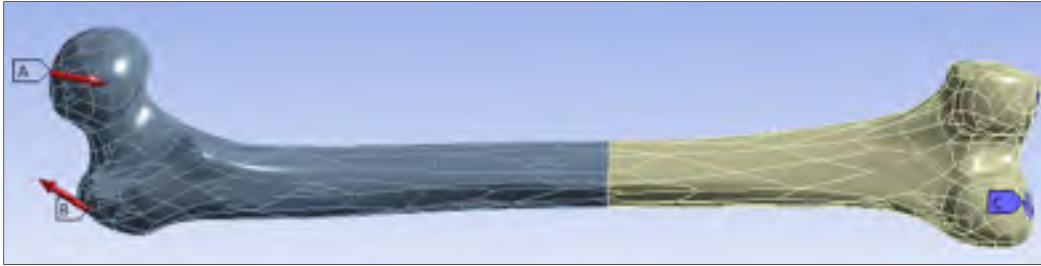


Figure 3.9 Conditions limites appliquées sur un fémur
 A) Force à l'articulation
 B) Force aux muscles abducteurs
 C) Encastrement aux condyles fémoraux.

1) Résultats

Les contraintes de Von mises maximums trouvées sont de 73MPa et 216MPa, pour respectivement l'os divisé en deux et l'os entier. Et les maximums se trouvent sur les zones d'encastrement de chacun des deux modèles, c'est-à-dire à la moitié de l'os divisé en deux, et à l'extrémité distale (zone de contact avec le tibia) pour l'os en entier (*Voir* Figure 3.10, p.37). Ils sont loin de l'os trabéculaire étudié.

2) Interprétation des résultats et discussion

Une différence de 143MPa est présente entre les deux maximums des contraintes de Von Mises entre l'os en entier, et divisé en deux. Ils sont loin de la zone étudiée (os trabéculaire), ils ne nuiront donc pas à nos résultats au courant de l'étude. Enfin, pour ne pas introduire d'incertitudes supplémentaires à nos résultats, nous avons alors choisi d'implanter une prothèse dans un fémur en entier.

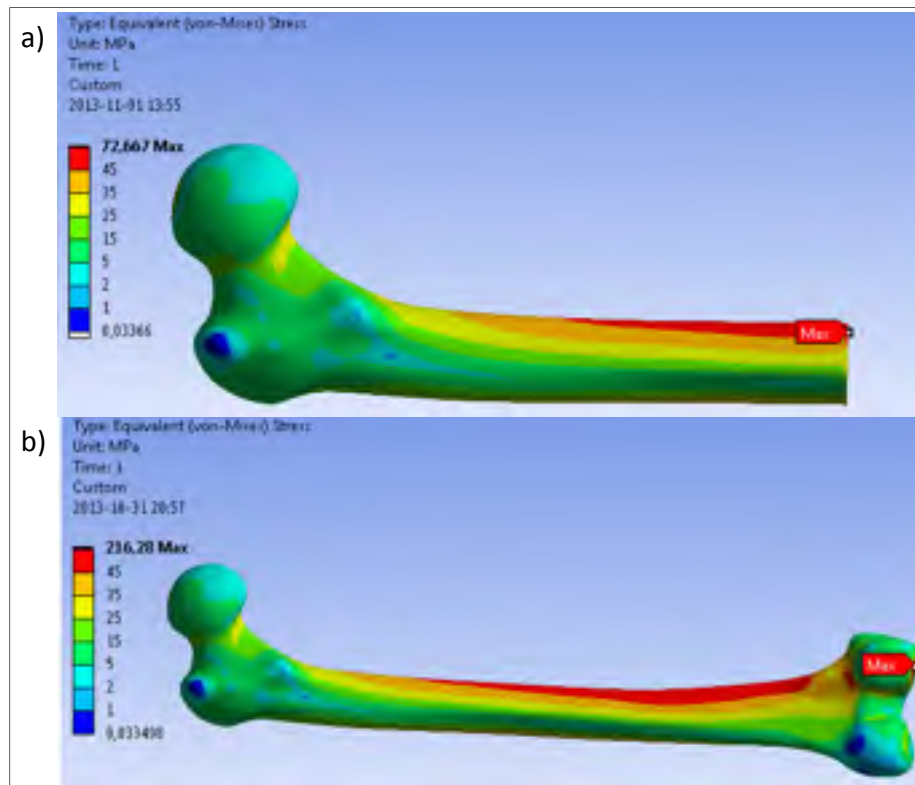


Figure 3.10 a) Contraintes de Von Mises dans l'os divisé en deux, en situation de marche rapide
 b) Contraintes de Von Mises dans l'os entier, en situation de marche rapide.

3.3.1.2 Étapes de construction

L'assemblage s'est déroulé sur le logiciel Catia V5R20, dans l'atelier *Assembly design*. Le fémur en entier est introduit en premier pour qu'il soit fixé. Les autres pièces (implant et volumes) sont ensuite placées par rapport à lui. Pour respecter les conditions d'une véritable opération chirurgicale dans l'assemblage, les étapes sont les suivantes :

- sectionner la tête du fémur et creuser l'os pour implanter la prothèse (*Voir Figure 3.11,p.38*). La partie violette représente l'os cortical du fémur, tandis que la verte l'os trabéculaire.
- orienter la prothèse dans le fémur de façon à ce qu'il y ait deux contacts avec l'os cortical. La Figure 3.11 permet de distinguer ces deux zones (indiquées par des

flèches), au niveau proximal latéral et médial, par un dépassement de la prothèse (en gris) de l'os trabéculaire (en vert).

- aligner la tige de l'implant dans l'axe de la partie tubulaire et creuse de l'os cortical (en violet), comme cela est représenté à la Figure 3.12.

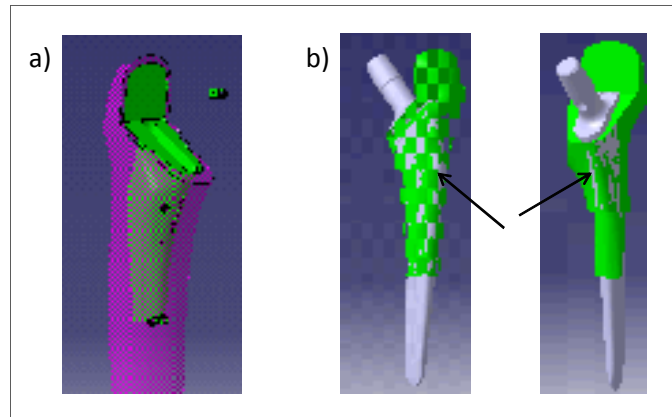


Figure 3.11 a) Section et creusage de l'os trabéculaire (vert)
b) Contacts entre la prothèse (gris) et l'os cortical (violet).

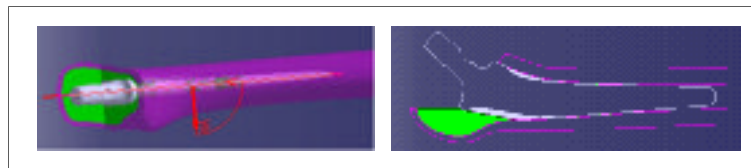


Figure 3.12 Alignement de l'implant en fonction de l'os cortical.

Les directions des forces sont déterminées par des droites au cours de l'assemblage CAO (Voir Figure 3.13, p.39). Elles sont au nombre de deux : l'une au contact de l'articulation et l'autre aux muscles abducteurs. À l'extrémité de la direction correspondante à la force des abducteurs, un volume est dessiné et mis en contact avec l'os cortical pour représenter les tendons. Deux autres pièces similaires sont placées au-dessous des condyles du fémur, de façon à délimiter des zones circulaires, correspondant au contact avec le tibia. Ces trois volumes sont exploités à travers des opérations booléennes *Imprit* de l'atelier *Geometry* de Ansys (Workbench 14.5).

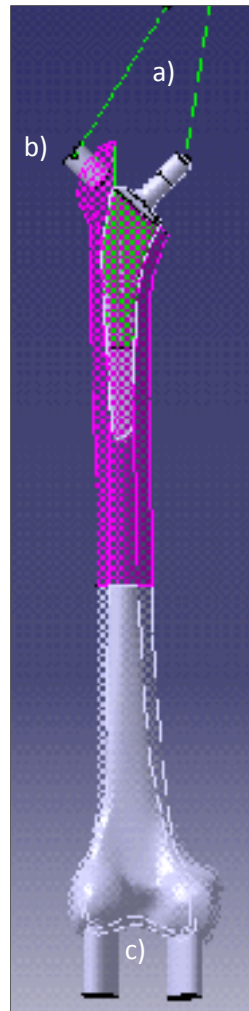


Figure 3.13 a) Directions des forces représentant les abducteurs et le contact à l'articulation
 b) Volume des tendons des abducteurs
 c) Volumes délimitant les zones de contact.

3.3.2 Propriétés de l'os

Les propriétés mécaniques attribuées à l'os proviennent de l'étude de Reimeringer et al. (2012). L'os cortical et l'os trabéculaire sont supposés isotropes, simplifiant ainsi les calculs et amenant à des résultats plus approximatifs. En effet, l'os est en réalité anisotrope.

Tableau 3.4 Caractéristiques mécaniques des os cortical et trabéculaire.
Tiré de (Reimeringer et al., 2012)

	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson (ν)
Os cortical	12	0,3
Os trabéculaire	0,345	0,3

3.3.2.1 Conditions limites

Les chargements définis sont : la marche rapide, la montée d'escalier (Bergmann et al., 2001), et l'application d'une force unique selon les directives ISO (Voir Tableau 3.5, p.40). Les modèles des forces représentant les activités de la vie quotidiennes sont en 3D et prennent en compte les muscles abducteurs, de même que la force de contact à l'articulation. Ils ont été également développés au préalable dans notre laboratoire (Reimeringer et al., 2012). Les valeurs attribuées à l'étude de Bergmann et al. (2001) correspondent à un poids de 836N (masse de 83,6kg).

Tableau 3.5 Forces appliquées sur le modèle par éléments finis pour trois situations :
marche rapide, montée d'escaliers et la force unique ISO.

	Contact à l'articulation	Abducteurs
Marche rapide	1 948N	871N
Montée d'escaliers	2 107N	951N
Force unique ISO	2 300N	N/A

3.3.2.2 Maillage

Le maillage n'a pas pu converger dans cette étude, à cause du trop grand nombre de pièces dans l'assemblage. Son évaluation s'est alors faite via l'outil *Skewness* du logiciel Ansys (Workbench 14.5), qui a déterminé une moyenne de $0,47 \pm 0,23$ correspondant à une qualité dite *good* selon le guide d'utilisation de Ansys (Workbench 14.5) (Voir Figure 3.14, p.41).

Cependant, cela reste moins précis que de la convergence. Afin d'arriver à de tels résultats, une taille d'éléments est imposée à 7mm pour l'ensemble de l'assemblage. Des valeurs plus élevées ont été testées auparavant, pour être ensuite diminuées jusqu'à atteindre une qualité raisonnable. Des outils d'affinage du maillage sont également utilisés (*Relevance* : 50, *Relevance center* : *Fine*, *Smoothing* : *medium*).

Mesh Metric		Value of Skewness	Cell Quality
Nodes	177201	1	degenerate
Elements	79314	0.9 -- < 1	bad (sliver)
Mesh Metric	Skewness	0.75 -- 0.9	poor
Min	2.0022169920146E-03	0.5 -- 0.75	fair
Max	1	0.25 -- 0.5	good
Average	0.4796117317202	> 0 -- 0.25	excellent
Standard Deviation	0.23301709217094	0	equilateral

Figure 3.14 Évaluation des éléments par l'outil Skewness de Solidworks (gauche), Qualité selon le guide d'utilisation de Ansys (Workbench 14.5) (droite).

3.3.3 Analyses des contraintes et des déplacements dans la prothèse

3.3.3.1 Contraintes de Von Mises

Les contraintes de Von Mises de la prothèse sont présentées en fonction des conditions limites et des deux configurations (avec revêtement en titane poreux, ou entièrement en titane). Le cas de la prothèse sans revêtement n'est pas analysable *in vivo*, parce le volume est moindre, donc les contacts avec l'os trabéculaire et cortical ne se feraient pas normalement. Nous sommes en *in vivo*, la prothèse est donc implantée dans le fémur, par CAO.

1) Résultats

Le revêtement a été retiré pour chacune des configurations, parce qu'il est plus facile de suivre l'évolution des contraintes ainsi (*Voir* Tableau 3.6, p.44). Cependant, tous les calculs ont été réalisés dans un cas avec revêtement. Afin de mieux analyser le comportement de la

tige, des vues sans revêtement sont présentées dans le tableau. Les maximums indiqués pour chacune des images correspondent aux contraintes de Von Mises maximales de la configuration de la prothèse alors étudiée.

Les maximums de contraintes de Von Mises se situent sur l'arête de la nervure, en conditions de marche rapide et de montée d'escalier. Par contre, ils se trouvent dans la cavité du col de la prothèse lorsqu'une force unique issue des directives ISO est appliquée, à l'exception de la vue de la prothèse entière. Or, ce maximum est sur un nœud appartenant à une surface ne présentant pas de contraintes importantes, ce qui correspond à un artefact. Des surfaces rouges, synonyme de fortes contraintes, sont également présentes tout autour du revêtement pour la prothèse entièrement en titane (vue avec revêtement).

Les contraintes sont en général plus élevées dans les conditions de marche rapide et de montée d'escalier, que dans le cas de la force unique ISO. À titre d'exemple, une surface bleu claire se distingue (proximal médial), sur la vue sans revêtement pour la montée d'escalier, avec des contraintes comprises entre 100 et 130MPa, alors que la prothèse en force unique ISO, présente une surface bien plus petite avec des contraintes inférieures à 100MPa.

Les prothèses avec du titane poreux présentent plus de couleurs chaudes en zone proximale médiale, par rapport à celles entièrement en titane. Ses contraintes sont plus importantes. À titre d'exemple, une surface bleu claire se distingue, sur la vue sans revêtement pour la force unique ISO, avec des contraintes atteignant 110MPa, alors que la prothèse entièrement en titane, sur la vue sans revêtement, présente des valeurs inférieures à 50MPa (bleu foncé). La différence est de 55%.

2) Interprétation des résultats et discussion

Les résultats de la marche rapide et de la montée d'escalier se distinguent, pour une même configuration, de la force unique ISO :

- ses contraintes de Von Mises sont supérieures,

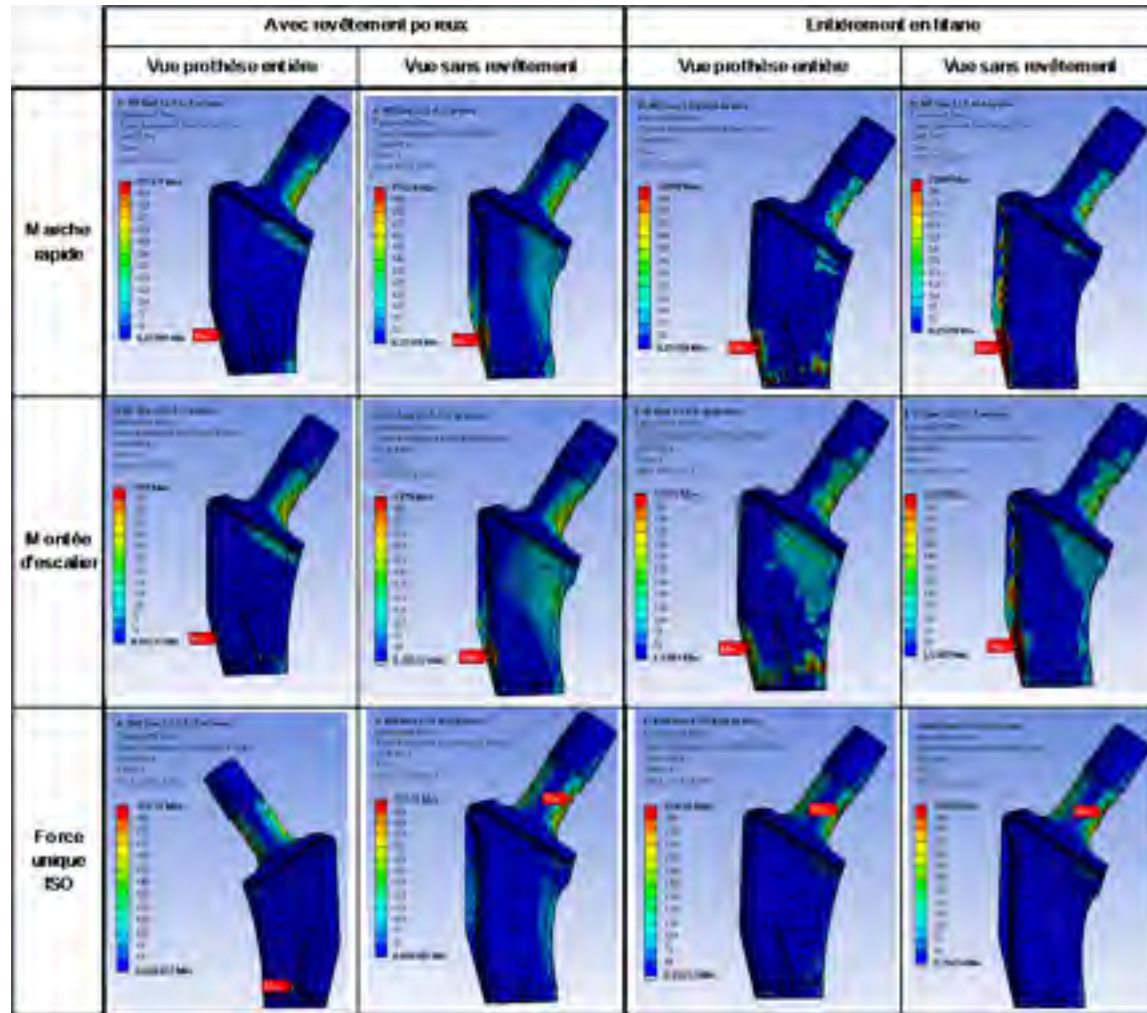
- son maximum des contraintes se trouve sur une arête de la nervure de la prothèse, contrairement à la cavité du col.

Les maximums de toutes les configurations de prothèses, dans les situations de marche rapide et de montée d'escalier, situés proche des nervures sont des artefacts provoqués certainement par une mauvaise qualité de maillage. Une convergence aurait donné de meilleurs résultats que l'outil *Skewness*, parce qu'elle fait varier la taille des éléments sur l'ensemble de la pièce, contrairement à ce dernier.

Par ailleurs, les concentrations de contraintes autour du revêtement de la prothèse entièrement en titane, signalent des imprécisions de calculs. Il devrait être lié au reste de l'implant pour ne former qu'une seule pièce. Une amélioration du maillage notamment à l'interface serait nécessaire pour pallier le problème.

De plus, les contraintes plus élevées dans la prothèse avec revêtement poreux se justifient par sa rigidité, qui est moindre de celle d'un implant entièrement en titane. Les différences sont élevées, tel que 55% pour la force unique ISO, dans les vues sans revêtement.

Pour conclure, les contraintes dans la prothèse, issues d'activités quotidiennes se distinguent de la force imposée par ISO. Ceci peut être dû à une torsion supérieure provoquée par le couplage de deux forces en marche rapide et montée d'escalier, contrairement à l'unique force ISO. De plus, la prothèse en titane poreux présente davantage de contraintes en zone proximale médiale, par rapport à celle qui est entièrement en titane. Ceci confirme que sa rigidité est moindre, et qu'elle est donc plus fragile.

Tableau 3.6 Contraintes de Von Mises (MPa) dans la prothèse en contexte *in vivo*.

3.3.3.2 Déplacements

Les zones étudiées pour les déplacements sont : le col (pour une prothèse avec revêtement), la partie supérieure de la prothèse (80mm imposés selon ISO) et la prothèse en entier. Les déplacements maximums sont déterminés dans les situations *in vivo* de marche rapide, montée d'escalier et avec une force unique ISO. Les valeurs trouvées sont calculées en fonction de l'axe correspondant à la direction de la force ISO.

1) Résultats

Les résultats sont rassemblés en Figure 3.16 et Figure 3.17.

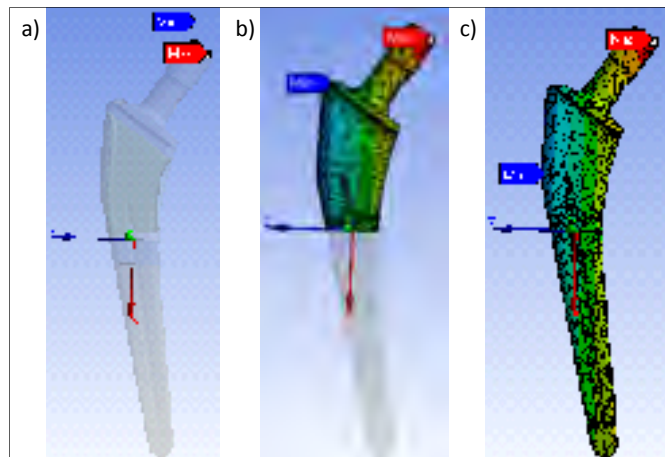


Figure 3.15 Localisation des minimum et maximum des :
 a) Déplacements du col de la prothèse avec revêtement
 b) Déplacements de la partie supérieure de la prothèse
 c) Déplacements de la prothèse en entier.

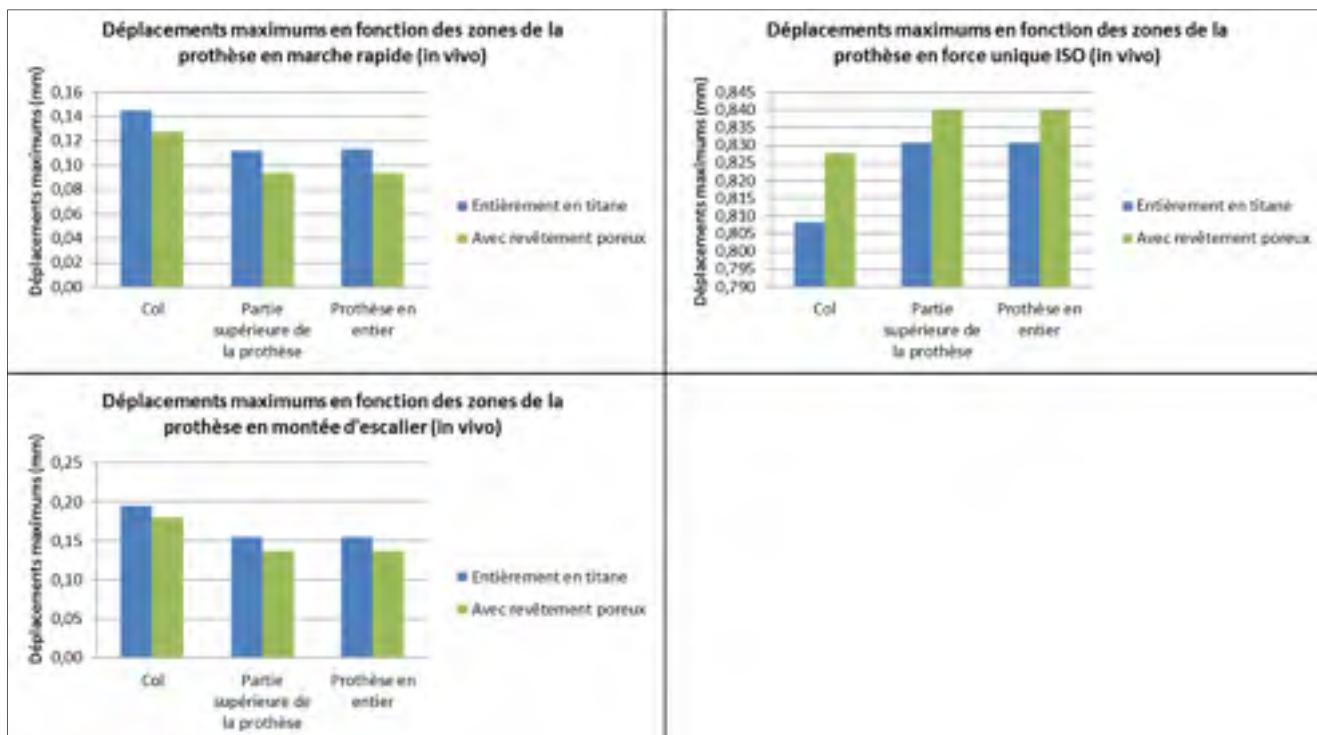


Figure 3.16 Déplacements maximums de la prothèse (mm) avec et sans revêtement poreux, en fonction des situations de marche rapide, montée d'escaliers et avec la force unique ISO, et en tenant compte du col, de la partie supérieure de la prothèse et de la prothèse en entier.

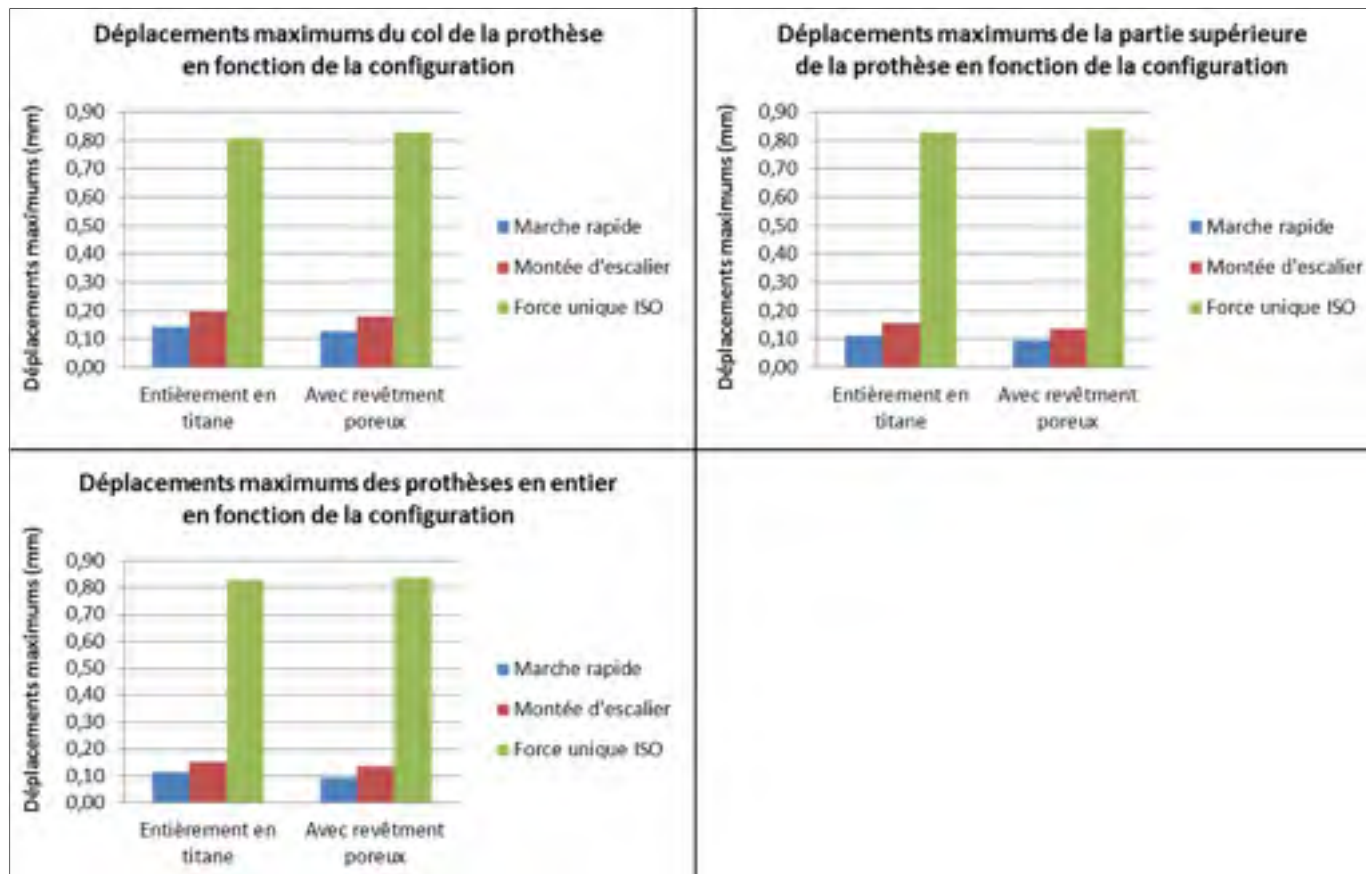


Figure 3.17 Déplacements maximums de la prothèse (mm) avec et sans revêtement poreux, en fonction des situations de marche rapide, montée d'escaliers et avec la force unique ISO, et en tenant compte du col, de la partie supérieure de la prothèse et de la prothèse en entier.

Les déplacements maximums, dans chacune des situations, sont du même ordre de grandeur pour chacun des ensembles étudiés. Dans l'application de la force unique ISO, les déplacements sont supérieurs (maximum de 0,84mm) à ceux de la marche rapide et de la montée d'escalier (respectivement maximum de 0,14mm et 0,19mm). Ensuite, les valeurs associées aux prothèses entièrement en titane sont inférieures à celles avec revêtement en titane poreux, avec des différences comprises entre 5 et 10%. De plus, les déplacements des situations de marche rapide et de la montée d'escalier sont proches (entre 0,1 et 0,2mm), et différents de ceux de la force unique ISO (différences de 75%).

2) Interprétation des résultats et discussion

Les déplacements mesurés au col de la prothèse suffisent à l'analyse, puisque l'interprétation des résultats serait similaire si on prenait en compte la partie supérieure de la prothèse, ou la prothèse en entier. Dans le cas de la montée d'escalier par exemple, il y a des différences de déplacements inférieures à 0,05mm (rapport d'environ 25%) entre le col, la partie supérieure de la prothèse et la prothèse en entier.

La force unique ISO se démarque des situations *in vivo* de marche rapide et de montée d'escalier. Cependant, les différences de déplacements relevées sont faibles, et difficilement mesurables. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que les déplacements sont calculés par rapport à l'axe correspondant à la direction de la force unique ISO. Ainsi, les maximums en force unique ISO, devraient se trouver selon cette direction, contrairement à ceux de la marche rapide et de la montée d'escalier.

Enfin, la prothèse avec revêtement en titane poreux et entièrement en titane montre également des différences. Cependant le comportement ne varie que de peu avec ce volume poreux, qui est faible (environ 13%), par rapport à celui de la prothèse.

3.3.3.3 Conclusion

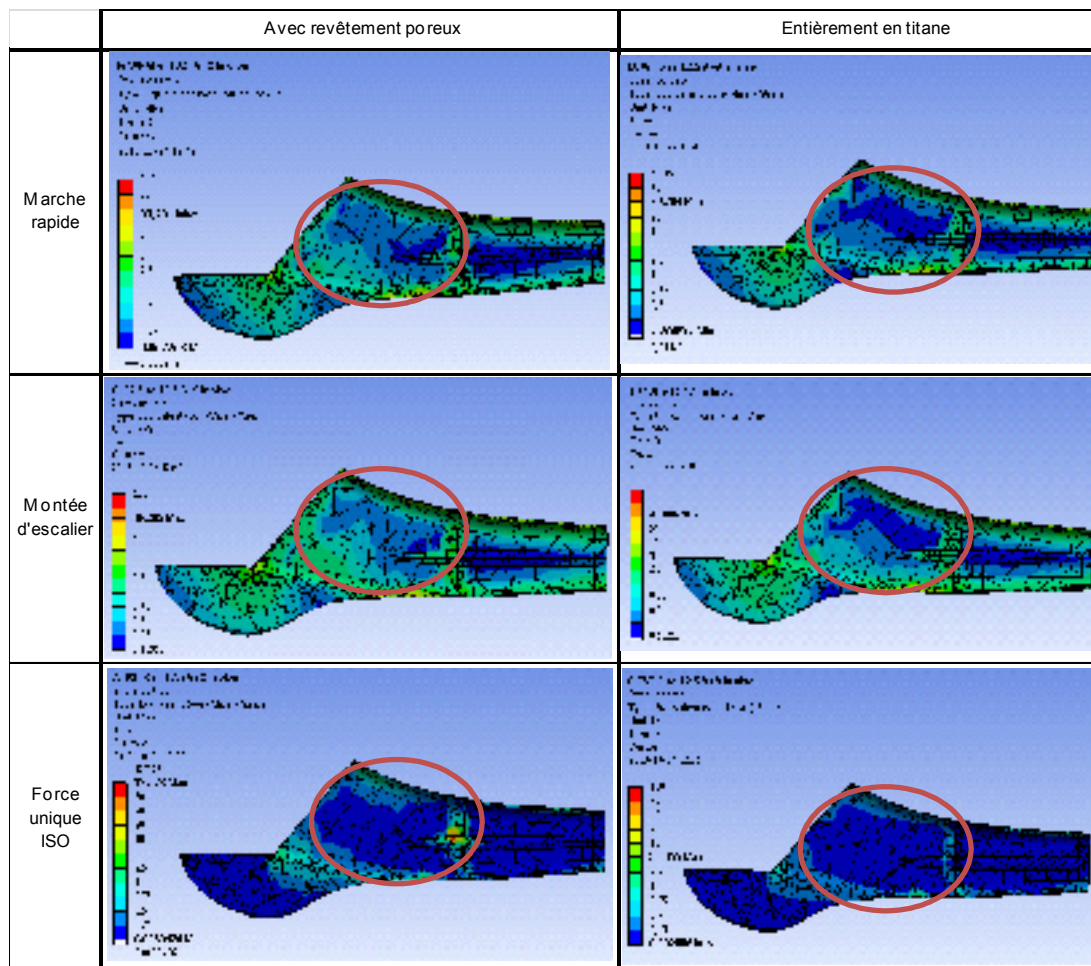
Les contraintes et les déplacements avec la force unique ISO sont différents par rapport à la marche rapide et la montée d'escalier. De plus, la prothèse entièrement en titane présente des contraintes supérieures à celles du revêtement en titane poreux. Par contre, les déplacements ne montrent que de faibles différences entre ceux des deux types d'implants.

3.3.4 Analyses dans l'os

1) Résultats

La coupe sagittale (côté antérieur) permet de montrer les contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire. Les résultats sont assemblés en Tableau 3.7.

Tableau 3.7 Contraintes dans l'os trabéculaire implanté (MPa) en fonction des situations et des configurations (zones les plus sollicitées encerclées).



Les contraintes de Von Mises dans chacune des situations (marche rapide, montée d'escalier et force unique ISO) varient dans les configurations avec revêtement poreux et entièrement en titane. Les maximums des contraintes indiqués par « Max » sur les échelles, correspondent à ceux des os trabéculaires. Les valeurs issues des prothèses entièrement en titane sont inférieures à celles avec revêtement poreux. Le cas de la force unique ISO se démarque avec une différence de 122MPa. La prothèse avec revêtement en titane poreux présente des contraintes supérieures d'environ 50% dans l'os trabéculaire, à celle entièrement en titane (exemple : en montée d'escalier, les contraintes de la zone la plus sollicitée encerclée passent de 0,5MPa, pour une prothèse entièrement en titane, à 0,75MPa pour une prothèse en titane poreux). Enfin, la force unique ISO présente des contraintes générales et maximales inférieures à celles des situations de marche rapide et de la montée d'escalier.

2) Interprétation des résultats et discussion

Les contraintes dans l'os pour le cas de la force unique ISO sont très différentes de la marche rapide et de la montée d'escalier. La différence de 50% des contraintes entre les deux configurations de prothèse montre que le transfert des charges se fait mieux à l'os avec un revêtement poreux. L'os est donc plus sollicité, ce qui pourrait diminuer les risques des SS.

3.4 Conclusion et comparaison des contextes ISO et *in vivo*

Les contraintes associées à l'analyse de la prothèse avec revêtement en titane poreux, fabriquée par EBM (*Voir* Figure 3.18, p.52), permettent de confirmer que le modèle développé est apte à supporter le chargement ISO. En effet, elles sont toutes inférieures à environ la moitié de la limite autorisée. Les déplacements maximums sont également faibles (0,40mm pour les prothèses sans revêtement et avec revêtement poreux, ou 0,30mm pour la prothèse entièrement en titane), ce qui est signe d'une bonne rigidité de l'implant. Ce sont des résultats très prometteurs pour une prothèse totalement novatrice.

La prothèse en revêtement en titane poreux présente des contraintes inférieures à celles d'une prothèse sans revêtement, en contexte *in vivo* (rapport de 55%), et légèrement en ISO. Les

déplacements mesurés en conditions ISO et *in vivo* montrent également des valeurs supérieures de 25% et 5-10% entre les implants entièrement en titane et ceux avec revêtement en titane poreux. Ceci est logique, puisque le revêtement (13% du volume total de la prothèse) fragilise l'implant.

Enfin, les contraintes dans l'os trabéculaire (contexte *in vivo*) montrent des différences entre les deux configurations d'implants (avec revêtement poreux et entièrement en titane) : elles sont plus élevées (d'environ 50 %) et donc le transfert des charges dans l'os se fait davantage avec la prothèse en revêtement poreux.

La situation appliquant une seule force issue de la documentation ISO se distingue de la marche rapide et de la montée d'escalier. Ces deux activités quotidiennes présentent des résultats très similaires, que ce soient sous forme de contraintes, ou de déplacements. Or, la simplification imposée par ISO, bien qu'elle permette de diminuer les temps de calcul, a un impact sur les résultats finaux. Par contre, la directive ISO, qui consiste à mesurer les déplacements de la prothèse à travers uniquement son col, s'avère être représentative pour l'ensemble de l'implant.

En définitive, la prothèse sans revêtement a un comportement différent de celle avec revêtement en titane poreux. Par conséquent, les contraintes dans l'os trabéculaire augmentent avec un revêtement en titane poreux, ce qui pourrait diminuer le risque du SS.

Enfin, la simplification des conditions limites du document ISO, à travers la force unique, a des répercussions sur les résultats.



Figure 3.18 Prototype de la prothèse avec revêtement en titane poreux fabriqué par *electron beam melting*.

CHAPITRE 4

ANALYSE D'UNE PROTHÈSE À RIGIDITÉ VARIABLE

Le titane poreux fabriqué par EBM était appliqué dans ce rapport à un revêtement de prothèse de hanche pour ATH (13% du volume total). L'objectif de l'étude d'une prothèse entièrement en titane poreux est de faire une étude paramétrique pour analyser l'effet de la rigidité (E) sur les contraintes dans l'os.

4.1 Notions utiles à l'étude

Une prothèse implantée dans un fémur d'un patient, ayant subi une ATH, transfère des charges à l'os lorsque des mouvements sont effectués. Le chargement provoque une déformation de l'implant, ainsi qu'une torsion causant des zones de traction (proximal latéral) et de compression (proximal médial) dans l'os trabéculaire (Voir Figure 4.1,p.53). Le tissu osseux ne travaille donc pas homogènement. Pour simplifier le modèle, la Figure 4.1 ne considère que deux forces, soit celles des muscles abducteurs et celle de la force au contact à l'articulation.

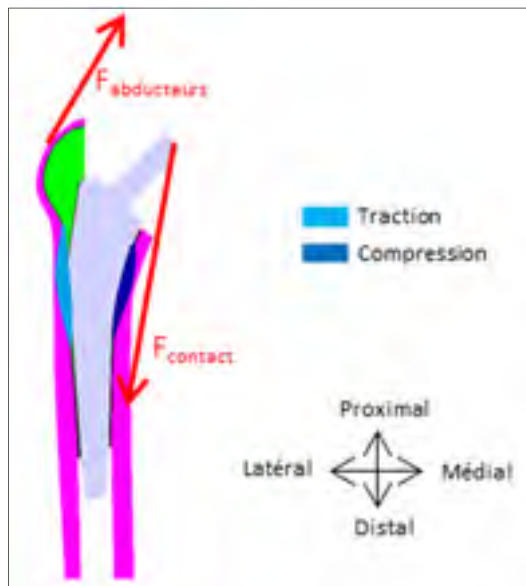


Figure 4.1 Transfert des charges lors de l'implantation d'une prothèse dans un fémur impliquant des zones de traction et de compression.

4.2 Méthodologie

1) La rigidité de l'implant (Module de Young E) diminue, telle que $E_{\text{os cortical}} \leq E \leq E_{\text{titane}}$. Les contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire sont alors analysées. On parle de modèle de référence pour le comparer aux autres résultats de l'étude.

2) L'implant est divisé en trois sous-parties, séparant les côtés médial et latéral, de même que l'extrémité de la tige fémorale (*Voir* Figure 4.3, p.55). Chacune des sous-parties voit son module de Young diminuer, alors que le reste de la prothèse est considéré en titane. Les contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire sont analysées et comparées au modèle de référence.

3) L'implant est divisé en quatre sous-parties, en prenant en compte ses zones de contact avec l'os cortical (impératifs pour un bon transfert des charges lors d'une implantation de prothèse dans un fémur) (*Voir* Figure 4.3, p.55). Comme à l'étape 2), les modules de Young de chacune des sous-parties varient, en supposant le reste de l'implant en titane, et les contraintes de Von Mises sont analysées et comparées au modèle de référence.

On suppose que lorsqu'une sous-partie implique des changements dans la répartition des contraintes en fonction de sa rigidité (E), elle joue un rôle dans le transfert des charges.

4.3 Modèle numérique

4.3.1 Conditions limites

Les simulations *in vivo* sont en marche rapide, car elles représentent la situation apparaissant le plus fréquemment dans les articles scientifiques publiés de ces dernières années. Les forces associées sont les mêmes que celles du chapitre précédent, selon Bergmann et al. (2001), de même que les conditions limites en *in vivo* (*Voir* Figure 4.2, p.55). Les prothèses sont subdivisées selon la Figure 4.3.



Figure 4.2 A) Zone d'encastrement aux condyles fémoraux
 B) Force des abducteurs : 871N
 C) Force de contact à l'articulation : 1 948N.

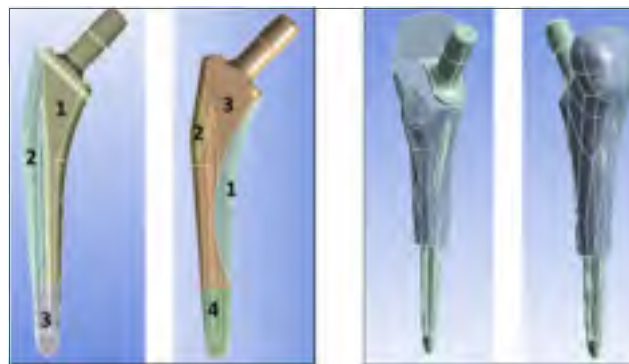


Figure 4.3 Subdivisions de la prothèse en trois et quatre sous-parties (gauche),
 Positionnement de la prothèse dans l'os trabéculaire (droite).

4.3.2 Propriétés des matériaux

Les caractéristiques mécaniques de l'os sont les mêmes qui ont été déterminées dans le chapitre précédent (*Voir* Tableau 4.1,p.7). Quant à celles de la prothèse, le matériau est supposé isotrope au coefficient de Poisson $\nu=0,3$. Son module de Young E est le paramètre qui évolue dans cette étude. Sa valeur est comprise entre celles du titane (maximum) et de l'os cortical, soit $12\text{GPa} \leq E \leq 110\text{GPa}$.

Tableau 4.1 Caractéristiques mécaniques de l'os.
 Tiré de (Reimeringer et al., 2012)

	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson (ν)
Os cortical	12	0,3
Os trabéculaire	0,345	0,3

4.3.3 Maillage

Le maillage est affiné par des outils fournis par Ansys (Workbench 14.5), et une taille d'élément est imposée à 4mm. L'évaluation s'est ensuite faite par *Skewness*. Les valeurs alors obtenues sont de $0,46 \pm 0,22$ correspondant à une qualité dite *good*.

4.4 Comparaison du modèle numérique

Afin de pouvoir exploiter les résultats de notre modèle numérique, il est préférable de comparer afin vérifier si d'autres chercheurs ont trouvé des données semblables (quantitativement et qualitativement). Dans un premier temps, Sim, Freimüller et Reiter (1995) se sont intéressés aux contraintes dans l'os trabéculaire, d'un fémur sain, lors d'une position sur une jambe durant une marche « normale ». Les études sont numériques et en 2D. Les forces associées sont au nombre de deux, sur la tête fémorale pour le contact à l'articulation, et au niveau des abducteurs (*Voir* Tableau 4.2, p.56). Les valeurs issues des deux sources sont proches.

Tableau 4.2 Forces appliquées aux modèles par éléments finis en considérant les situations : de marche rapide, en position sur une jambe durant une marche.

	Contact à l'articulation	Abducteurs
Marche rapide (Bergmann et al., 2001)	1 948N	871N4
Position sur une jambe durant une marche (Sim, Freimüller et Reiter, 1995)	1 750N	1 300N

Les contraintes de Von Mises maximales trouvées par l'étude de Sim, Freimüller et Reiter (1995) sont de 3MPa. Or, ceci est du même ordre de 4MPa, en marche rapide, obtenu à partir de notre modèle. Les zones de contraintes élevées correspondent également entre les deux schémas de contraintes de Von Mises (*Voir* Figure 4.4, p.57).

Pour conclure, les similitudes dans ces données permettent de valider notre modèle et de soutenir nos résultats.

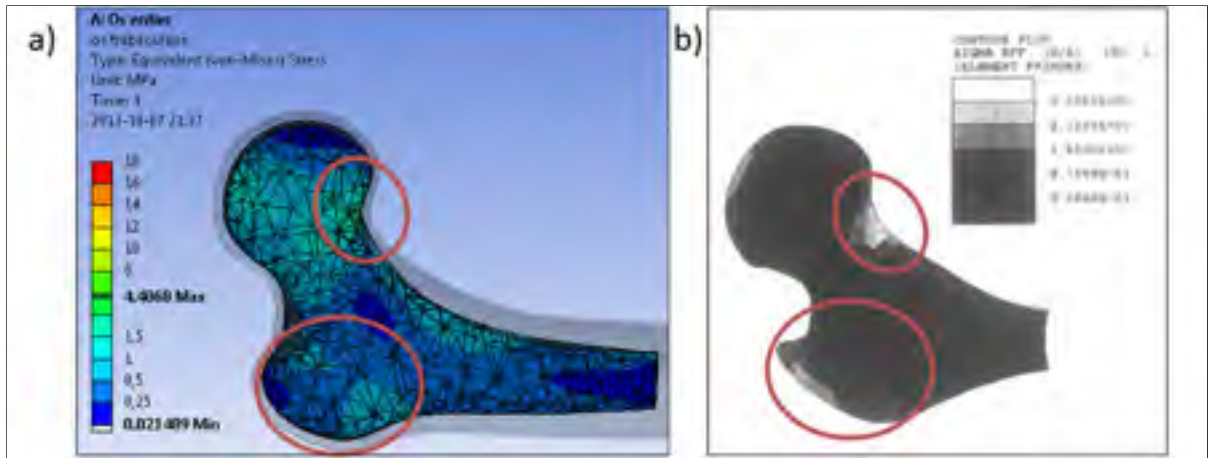


Figure 4.4 a) Contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire, en situation de marche, dans nos analyses
 b) Contraintes de Von Mises dans l'os trabéculaire, en situation de marche, dans les analyses de Sim, Freimüller et Reiter, 1995
 Les régions encerclées présentent les zones aux contraintes de Von Mises les plus élevées (MPa).

4.5 Contraintes d'un os sain et avec implant

Une comparaison de la répartition des contraintes dans un os sain et implanté par une prothèse en titane est réalisée (*Voir Figure 4.5, p.58*). Les maximums des contraintes de Von Mises respectifs sont significativement différents, avec environ 4MPa dans l'os sain, et 25MPa pour celui qui est implanté. Le tissu osseux de l'os sain est plus homogène et ne présente pas de fortes concentrations de contraintes, contrairement à celui implanté. Néanmoins, ces dernières s'expliquent par les contacts imposés à l'implant avec l'os cortical (encerclé en orange dans la Figure 4.5), de même que par la géométrie définie avec les retraits de la tête et du col fémoral, notamment le coin de l'angle de la résection. Les plans associés à ces découpes peuvent varier et jouent un rôle non négligeable sur les résultats finaux de l'analyse. En définitive, un fémur implanté change son schéma des répartitions de contraintes, par rapport à celui d'un os sain.

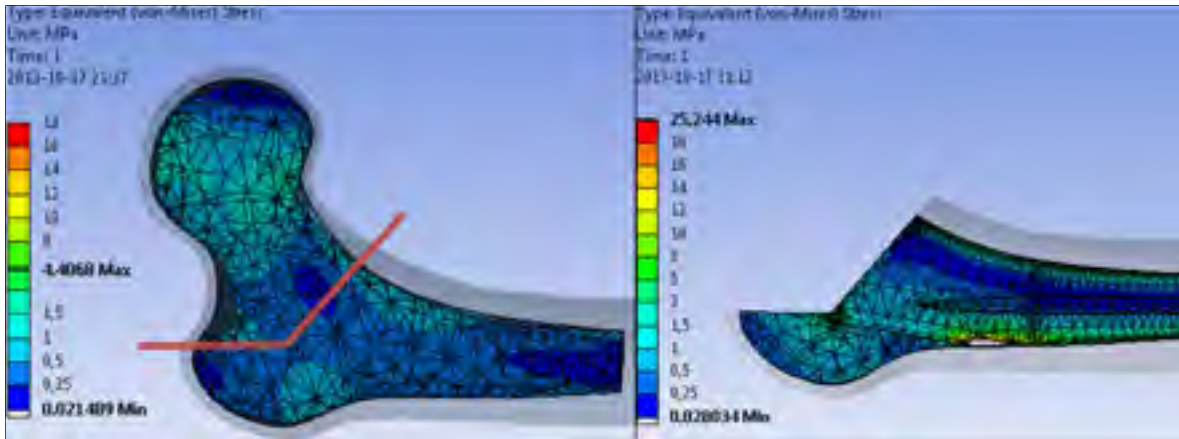


Figure 4.5 Contraintes de Von Mises d'os sain (gauche) et implanté (droite), Droites violettes : plan de la résection du fémur.

4.6 Contraintes de Von Mises

Les analyses se font à travers les contraintes de Von Mises, car il s'agit des données officiellement traitées dans le cadre de certifications de prothèses de hanche. De plus, bien que les matériaux utilisés dans l'analyse soient supposés isotropes, les contraintes de Von Mises sont représentatives :

« Strictly speaking, von Mises stress may not be the most relevant measure of mechanical stimulus in anisotropic, nonhomogenous material such as cancellous bone. However this is a relatively convenient, scalar measure of stress at a point. » (Makarand et al., 2000)

Pour l'ensemble des données calculées par la MÉF, des échelles sont imposées pour pouvoir comparer des images issues de différents problèmes.

4.7 Étude du modèle de référence

Tous les résultats pour les différents modules de Young étudiés ne sont pas représentés, seuls quelques-uns servent à illustrer. De plus, les vides distinguables sur les captures d'écran (il s'agit surtout de celui situé en proximal latéral) correspondent aux absences de matière dues aux zones de contact de la tige fémorale avec l'os cortical.

4.7.1 Contraintes dans l'os trabéculaire

Les réactions aux changements de rigidité de la prothèse sont très similaires entre les deux faces (antérieure et postérieure) de la coupe sagittale. En effet, lorsque des contraintes augmentent ou diminuent d'un côté, il en est de même de l'autre. Cependant, même si la symétrie n'est pas parfaite, seule la partie postérieure de l'os trabéculaire est considérée dans nos analyses, afin de faciliter l'exploitation des résultats.

1) Résultats

Les contraintes de l'os trabéculaire en fonction de la variation (diminution) de E sont illustrées en Tableau 4.3. Pour rappeler les directions (proximal, distal, latéral, médial), la Figure 4.6 les indique à partir d'un exemple.

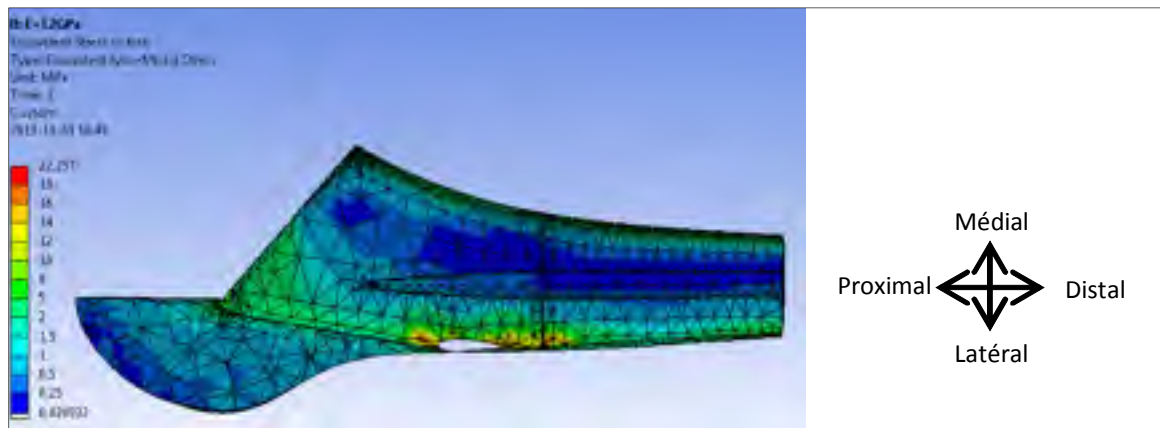
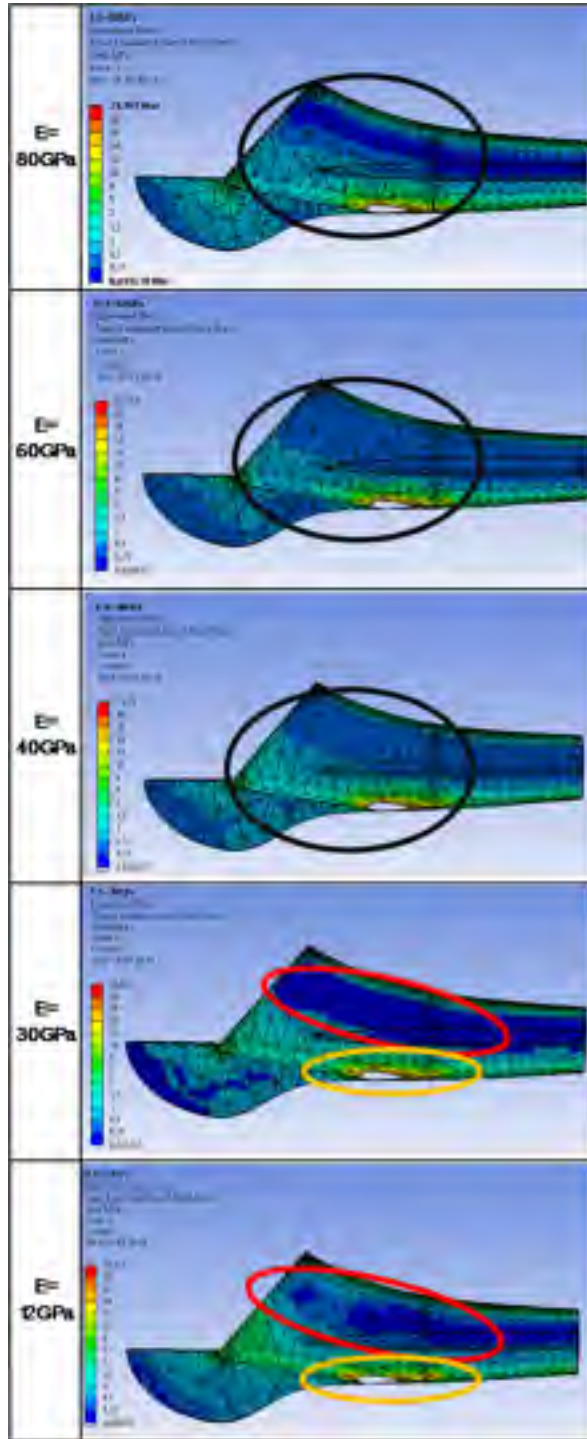


Figure 4.6 Rappels des directions dans le cas d'un fémur humain.

Tableau 4.3 Contraintes dans l'os (MPa) en fonction de E (GPa)
 Cercles noirs : augmentation des contraintes lorsque E diminue
 Cercles rouges : faibles contraintes
 Cercles oranges : augmentation des contraintes lorsque E diminue au contact.



Une variation constante des contraintes ressort des résultats pour E compris entre 40GPa et 110GPa inclus. En effet, lorsque E de l'implant diminue, les contraintes dans l'os augmentent, laissant apparaître des surfaces de couleurs chaudes plus grandes (surtout en zone proximale encerclée en noir dans le Tableau 4.3). Par exemple, pour E passant de 60 à 40GPa, en proximal des contraintes varient de 0,5 à 1MPa, soit une augmentation de 50%. Cependant, à partir de E=30GPa des changements sont notables. En effet, des surfaces aux contraintes plus faibles que celles de E=40GPa apparaissent au centre de la coupe sagittale (encerclé en rouge dans le Tableau 4.3). Elles représentent une diminution des contraintes de 50% (0,5 à 0,25MPa). Par contre, au niveau des contacts les couleurs continuent à se réchauffer et à se propager, avec des passages de 14 à 16MPa (environ 12% d'augmentation), pour respectivement E=30GPa et E=12GPa (encerclé en orange dans le Tableau 4.3).

2) Interprétation des résultats et discussion

Ces variations pourraient s'expliquer par la proximité de E de l'implant avec celui de l'os cortical ($E_{os\ cortical}=12GPa$). Ou bien, il se peut que la tige fémorale transfère la charge directement sur ses côtés médial et latéral (correspondant aux contacts prothèse-os cortical) dans ces conditions, et non sur les côtés postérieur et antérieur. Enfin, le contact prothèse-os cortical, en proximal latéral, ressort davantage avec ses contraintes élevées que sur le côté médial.

4.7.2 Contraintes dans l'os cortical

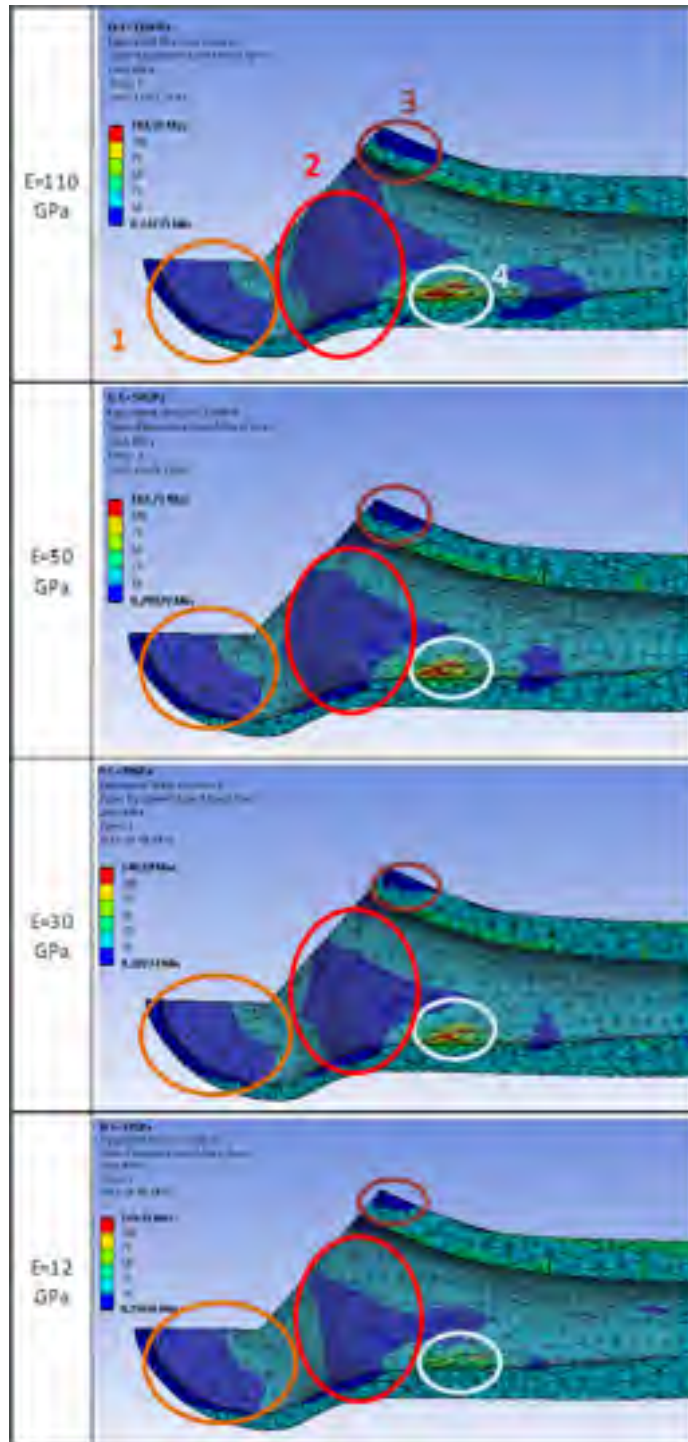
1) Résultats

L'effet de la diminution de E sur l'os cortical est étudié. Les résultats présentés en Tableau 4.4 permettent d'analyser l'évolution de plusieurs zones délimitées par des cercles colorés :

- les zones 1 (proximal latéral), jamais en contact avec la prothèse, ne changent pas quel que soit le modèle de Young,
- les zones 2 et 3 ont des contraintes qui augmentent lorsque E diminue,
- les zones 4, correspondant au contact avec la prothèse (proximal latéral) ont des contraintes qui diminuent lorsque E diminue.

Ainsi, lorsque E diminue, les parties éloignées de la prothèse (proximal latéral) n'évoluent pas, les contraintes à l'interface os cortical-prothèse diminuent et les autres augmentent.

Tableau 4.4 Contraintes de Von Mises (MPa) dans l'os cortical.



2) Interprétation des résultats et discussion

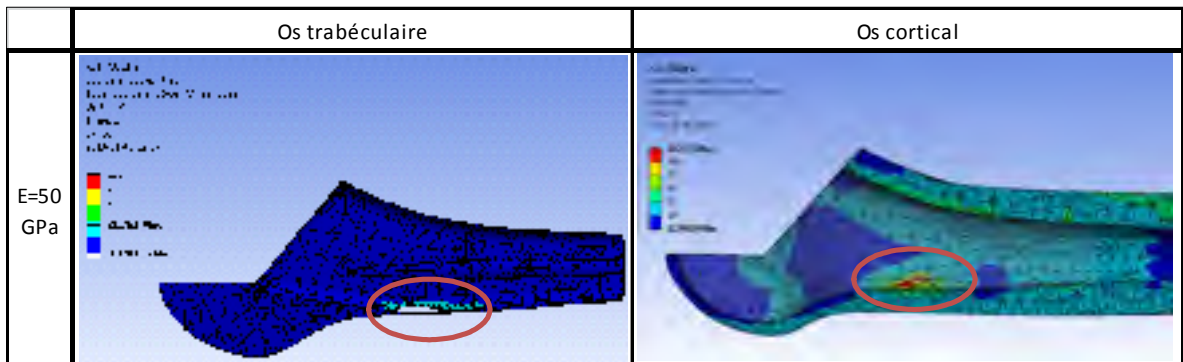
Seul le côté postérieur de la coupe sagittale de l'os cortical est exploité. Lorsque E diminue, les contraintes en contact avec l'os trabéculaire augmentent, à l'exception de la zone de contact de l'os cortical avec la prothèse. Ainsi, plus la rigidité est importante, plus le transfert des charges se fait dans cette zone de contact.

4.7.3 Comparaison des contraintes de l'os trabéculaire et de l'os cortical

1) Résultats

Les contraintes de l'os trabéculaire sont confrontées à celles de l'os cortical, pour $E=50\text{GPa}$ (Voir Tableau 4.5, p.63). La région encadrée présente les contraintes les plus élevées dans les deux os. Il s'agit de la zone de contact de la prothèse avec l'os cortical.

Tableau 4.5 Contraintes os trabéculaire et cortical (MPa)
Cercles représentant la zone de contact prothèse-os cortical.



2) Interprétation des résultats et discussion

Les contraintes dans l'os cortical sont supérieures à celles de l'os trabéculaire. Le transfert des charges, à la zone de contact encadrée, se fait davantage dans l'os cortical.

4.7.4 Déplacements de l'implant

1) Résultats

Les déplacements de la totalité de l'implant en fonction de l'axe z sont calculés (*Voir* Figure 4.7, p.64 et Figure 4.8, p.65). Les déplacements maximums pour $30\text{GPa} < E \leq 110\text{GPa}$ sont constants. Cependant, ils augmentent de 3,25mm à 3,98mm, soit de 18%, pour $E \leq 30\text{GPa}$. De la rigidité la plus grande ($E_{\text{titane}}=110\text{GPa}$) à la plus faible ($E_{\text{os cortical}}=12\text{GPa}$), il y a une variation de déplacements de 1,21mm (différence de 30%).

2) Interprétation des résultats et discussion

Les différences de déplacements sont importantes, notamment avec 30% d'augmentation entre les rigidités extrêmes ($E=110\text{GPa}$ et $E=12\text{GPa}$). Pour conclure, lorsque la rigidité de l'implant diminue, cela le rend plus déformable, donc les déplacements augmentent.

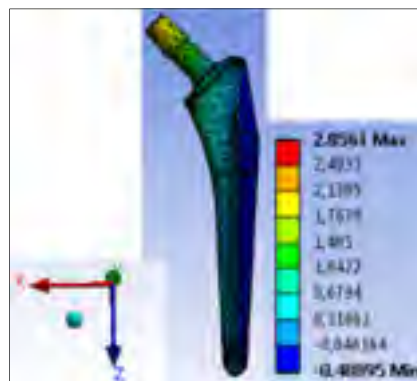


Figure 4.7 Déplacements de la prothèse en fonction de l'axe z (mm).

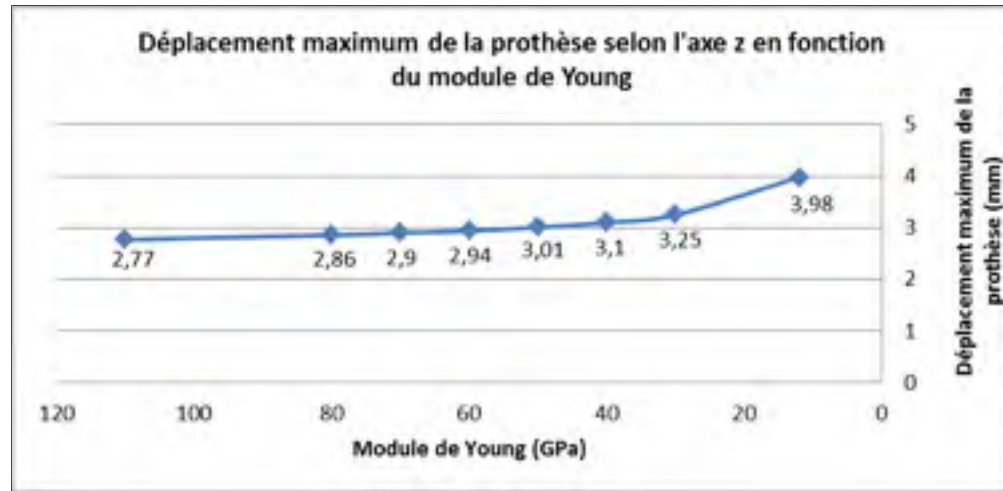


Figure 4.8 Déplacement de la prothèse (mm) en fonction du module de Young (GPa).

4.7.5 Déplacement dans l'os trabéculaire

1) Résultats

Les déplacements de l'os trabéculaire selon z (Voir Figure 4.9, p.66) sont représentés en Tableau 4.6. Les comportements sont similaires pour chacun des axes x,y,z : il y a très peu de variations en fonction de la rigidité E. De plus, les zones proximales latérales présentent des déplacements négatifs (bleu foncé de Tableau 4.6) . Les maximums augmentent légèrement lorsque les rigidités diminuent (rapport de 5% entre E=110GPa et E=30GPa).

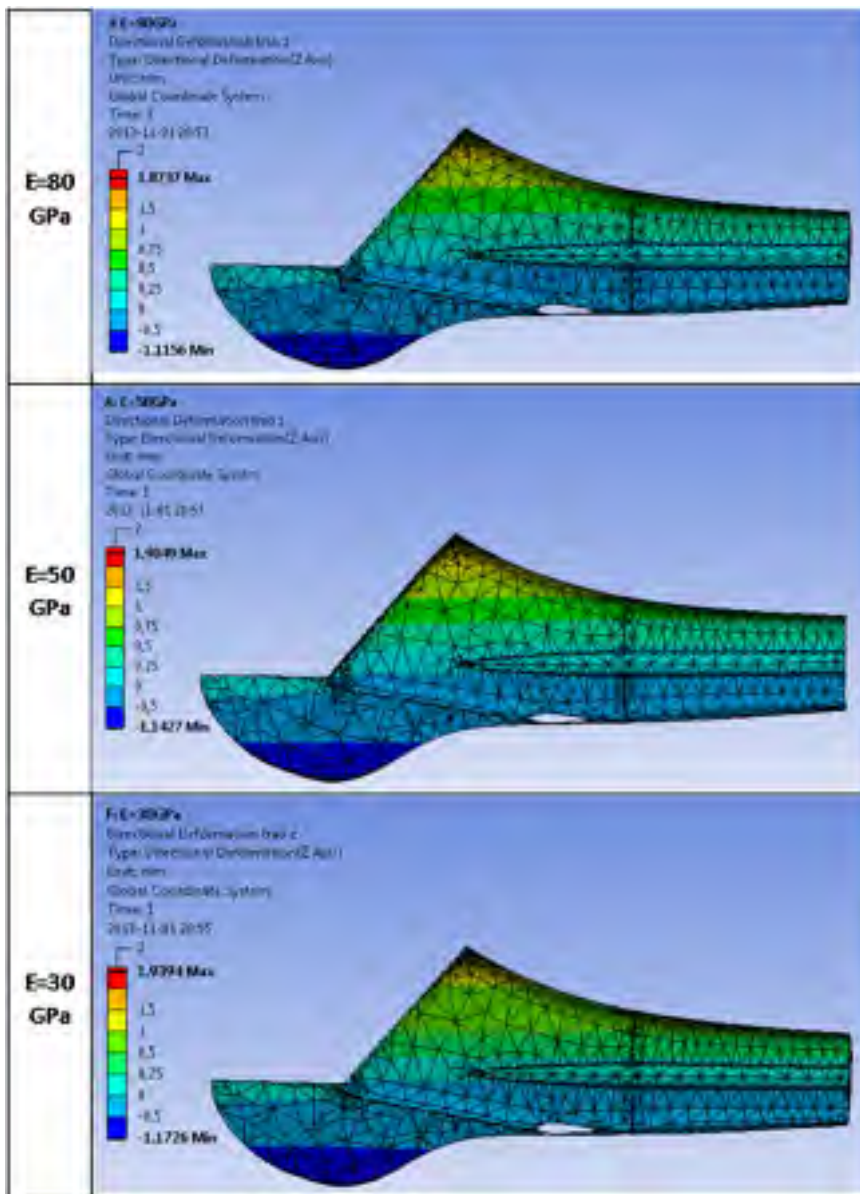
2) Interprétation des résultats et discussion

Seuls de faibles changements selon z se produisent, quelle que soit la rigidité de la prothèse implantée. Puisque les volumes (prothèse et os) sont supposés liés dans l'étude, ils devraient présenter les mêmes déplacements au niveau de leur interface. Or, nous avons vu précédemment des augmentations de déplacements faibles, lorsque E diminue. Ceci confirme donc les résultats précédents.



Figure 4.9 Axe z utilisé pour les déplacements.

Tableau 4.6 Déplacements dans l'os trabéculaire selon z.



4.7.6 Conclusion

Les contraintes dans l'os trabéculaire sont inférieures à celles de l'os cortical dans son ensemble. Le changement de comportement des deux types d'os, pour $E \leq 30\text{GPa}$, pourrait s'expliquer par un transfert des charges qui s'effectuerait uniquement sur les côtés médial et latéral, lorsque E diminue. Cette transmission des forces se fait davantage dans l'os cortical que trabéculaire. Enfin, lorsque la rigidité de l'implant diminue, les déplacements augmentent.

4.8 Contraintes dans l'os lors d'une subdivision en trois sous-parties

Seuls certains résultats sont représentés pour illustrer la variation des contraintes dans l'os trabéculaire. On rappelle la subdivision en Figure 4.10.



Figure 4.10 Subdivision en trois sous-parties.

4.8.1 Sous-partie 1

La sous-partie 1 est représentée dans l'os trabéculaire en Figure 4.11.

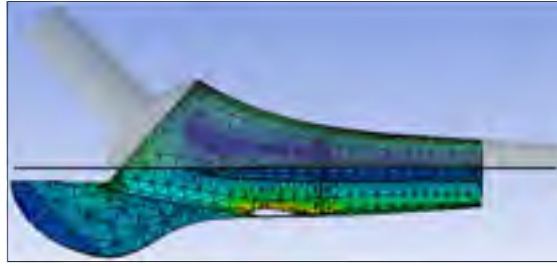


Figure 4.11 Sous-partie 1 étudiée (grisâtre).

Aucune différence importante n'est constatée entre les deux côtés de la coupe sagittale, donc seul le côté antérieur est considéré et comparé au modèle de référence (*Voir* Tableau 4.7, p.69).

1) Résultats

Le comportement est similaire à celui du modèle de référence (changement de la rigidité de l'ensemble de la prothèse) : les contraintes augmentent en proximal latéral lorsque E diminue, jusqu'à la valeur de 30GPa exclue. Par exemple, des surfaces (encerclées en Tableau 4.7) passent de 0,25MPa à 0,50MPa, pour respectivement $E=80$ GPa et $E=50$ GPa.

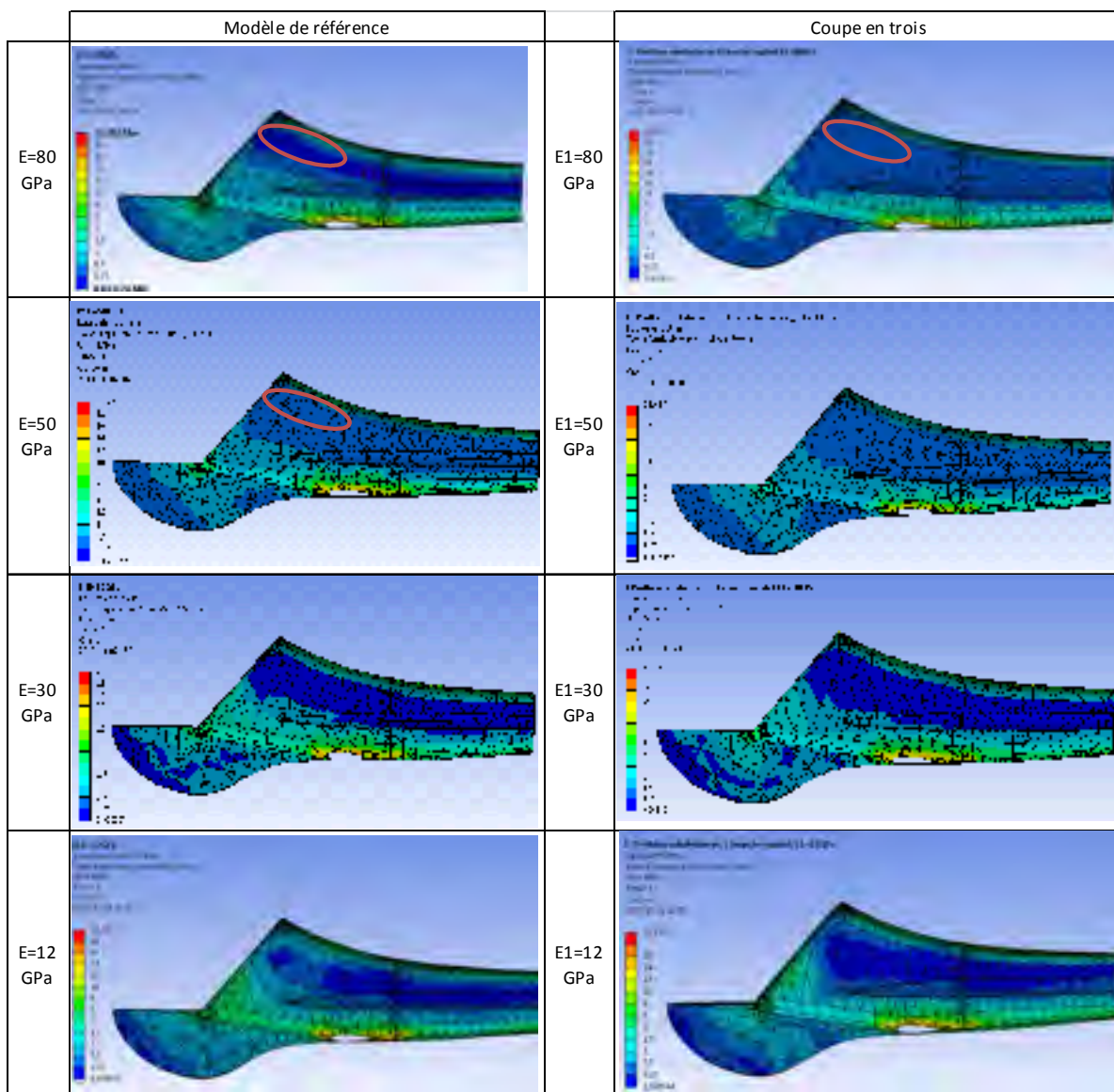
De plus, les couleurs de ces captures d'écran, et les surfaces qui leur sont associées sont très proches pour chacune des rigidités, dans les deux situations données, à l'exception de $E=80$ GPa. Le modèle de référence présente, pour cette rigidité E , des contraintes plus faibles avec environ 0,25MPa, face à 0,50MPa pour $E_1=80$ GPa (50% de différence).

2) Interprétation des résultats et discussion

Ces contraintes semblables dans l'os trabéculaire amènent à dire que cette sous-partie 1 joue un rôle important dans le transfert des charges. En effet, la transmission des charges est la même si E ou E_1 varie, à l'exception de la rigidité de 80GPa. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que le col de la prothèse soit compris dans 1, car il est le premier à supporter les forces appliquées au modèle. Il représente alors une partie essentielle de l'implant sur le transfert des charges. De même, la zone de contact contenant le plus de contraintes est celle qui est située en proximal latéral, c'est pourquoi elle semble intervenir également dans ce

phénomène. En conclusion, la sous-partie 1 est primordiale dans le transfert des charges de la prothèse au fémur.

Tableau 4.7 Contraintes dans l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E₁ (GPa).



4.8.2 Sous-partie 2

La sous-partie 2 dans l'os trabéculaire est représentée en Figure 4.12.

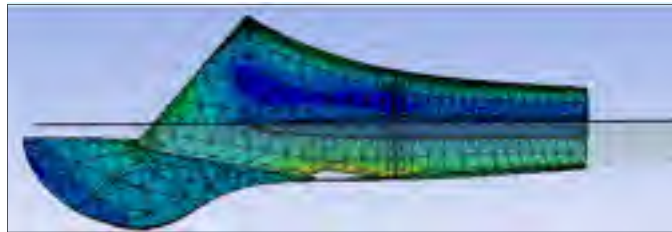


Figure 4.12 Sous-partie 2 étudiée (grisâtre).

Des différences sont constatées entre les deux côtés de la coupe sagittale. Il n'y a donc pas de symétrie de comportement (*Voir* Tableau 4.8, p.71). Le côté antérieur de la coupe sagittale montre une augmentation faible, mais régulière, des contraintes lorsque le module de Young diminue de 110 à 12GPa (cercles dans le Tableau 4.8). Quant au côté postérieur, aucun changement n'est notable dans les contraintes lors de la variation de E_2 , à l'exception de sa diminution allant de 110 à 80GPa. Néanmoins les contraintes entre les deux parties de la coupe sagittale sont du même ordre de grandeur. Le transfert des charges se fait donc principalement sur un bord du fémur (antérieur), c'est pourquoi il est confronté au modèle de référence en Tableau 4.9.

1) Résultats

Les contraintes de l'os trabéculaire sont comparées au modèle de référence en Tableau 4.9. Pour le côté antérieur, les contraintes augmentent lorsque E_2 diminue : les régions encerclées en Tableau 4.9 présentent des variations de 50%, telles que celles de zones en bleu moyennement foncé (0,50MPa) de $E_2=80\text{GPa}$ qui deviennent bleu claire (1MPa) pour $E_2=30\text{GPa}$. Cependant, les variations sont faibles par rapport à celles du modèle de référence, parce qu'elles concernent de plus petites surfaces. De surcroît, à $E_2=30\text{GPa}$, aucun changement de comportement n'est à noter.

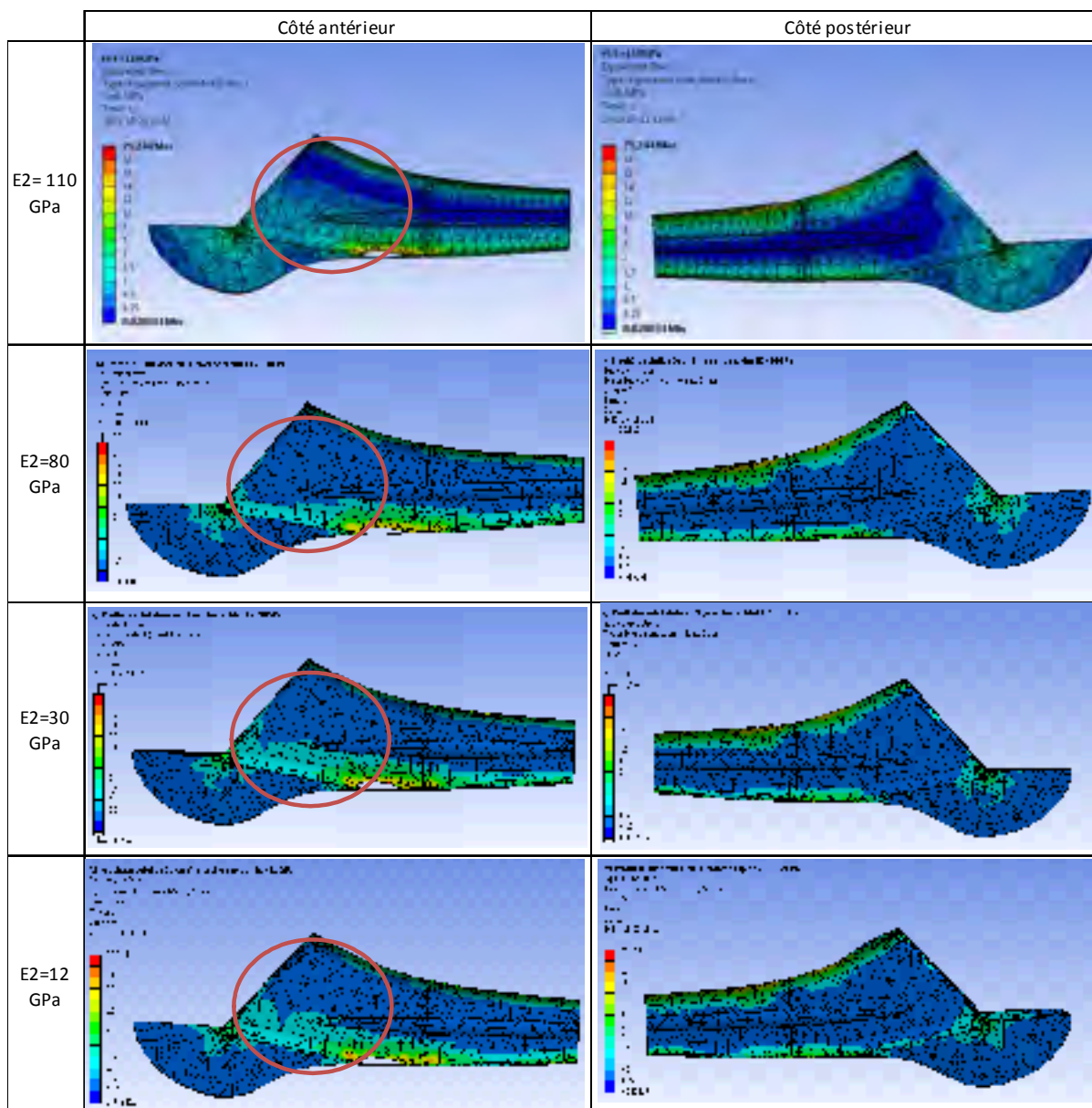
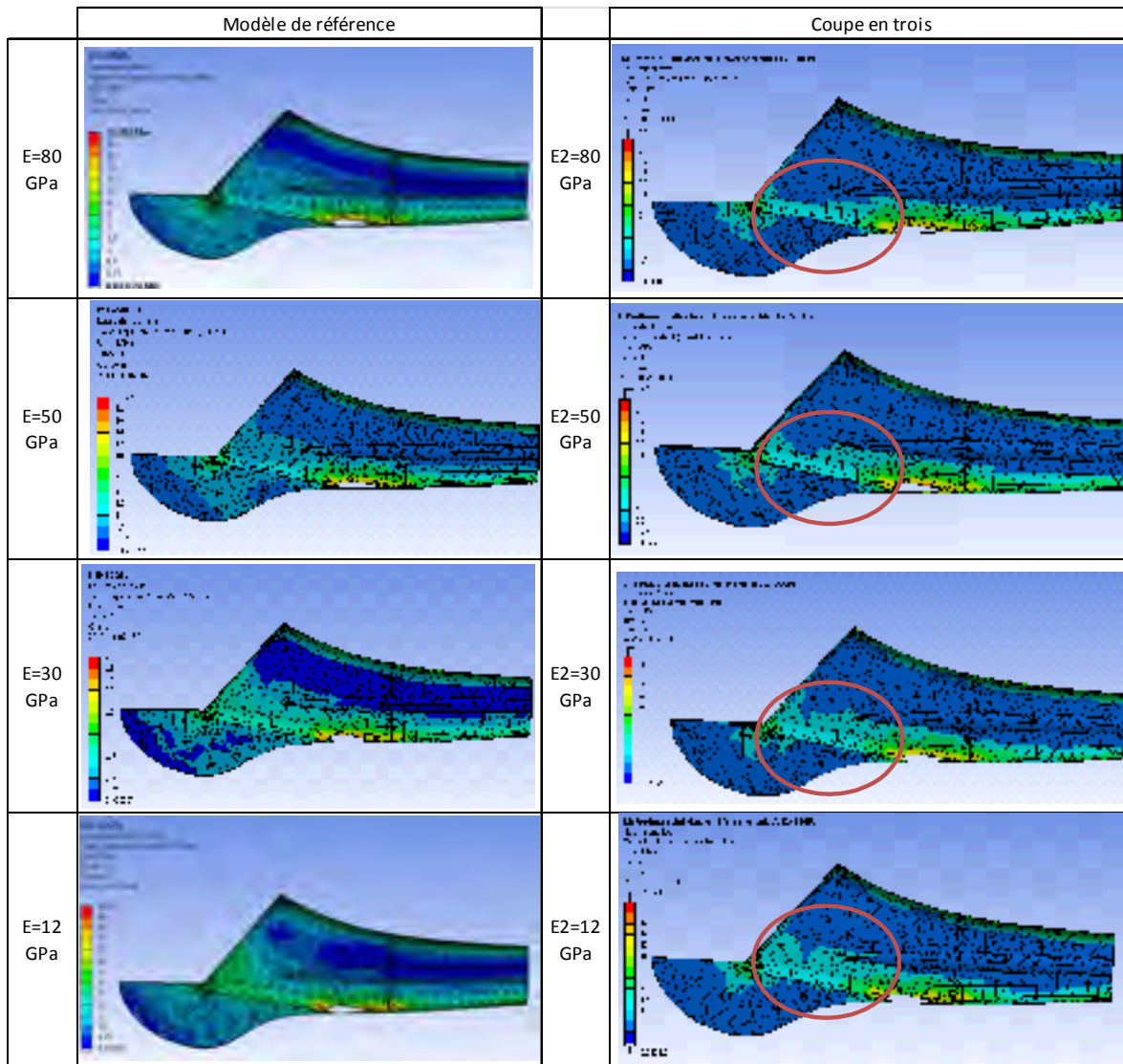
Tableau 4.8 Contraintes dans l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E_2 (GPa).

Tableau 4.9 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E₂ (GPa).

2) Interprétation des résultats et discussion

Les contraintes augmentent légèrement sur le côté antérieur de la coupe sagittale (proximal) lorsque le module de Young E₂ diminue. Par ailleurs, les ressemblances avec le modèle de référence sont très limitées. La variation des contraintes lors de la diminution de E₂ est plus faible que dans le cas du modèle de référence. De plus, le changement de comportement pour E=30GPa ne se retrouve pas pour E₂=30GPa. Pour conclure, si la réaction de l'os

trabéculaire ne change que de peu lorsque E_2 varie, cela en vient à dire qu'elle n'agit seulement partiellement au transfert des charges.

4.8.3 Sous-partie 3

La sous-partie 3 dans l'os trabéculaire est représentée en Figure 4.13

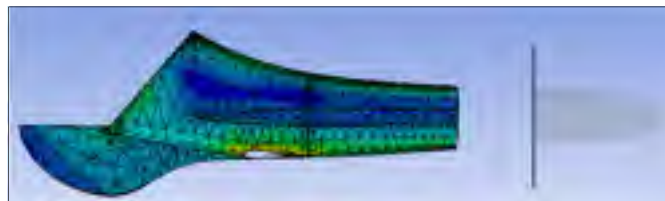


Figure 4.13 Sous-partie 3 étudiée (grisâtre).

Aucune différence importante n'est constatée entre les deux côtés de la coupe sagittale, donc seul le côté antérieur est considéré et comparé au modèle de référence (*Voir* Tableau 4.10, p.74).

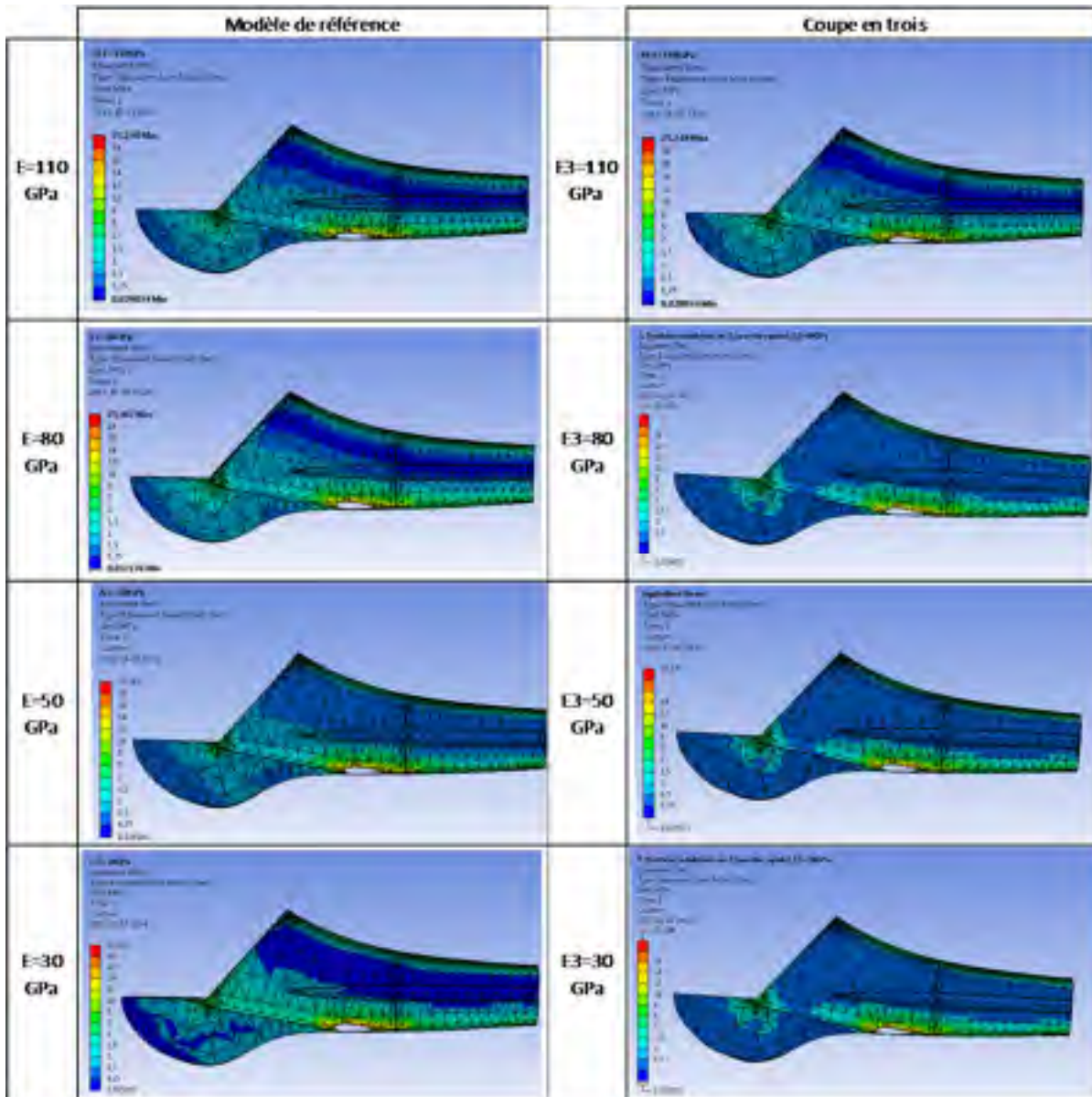
1) Résultats

Les contraintes ne varient pas lorsque E_3 change, à l'exception du passage de $E_3=110\text{GPa}$, à 80GPa .

2) Interprétation des résultats et discussion

Le changement de comportement pour $E_3=110$ à 80GPa pourrait s'expliquer par le fait que le transfert des charges se fasse en zone distale lorsque la prothèse est entièrement en titane.

Autrement, l'absence de variation au niveau de la répartition des contraintes amène à en conclure que la sous-partie 3 joue un rôle négligeable quant au transfert des charges. Par conséquent, la sous-partie 3 peut être retirée du modèle de l'implant. Cela aurait pu se prévoir, puisque l'extrémité de la tige fémorale n'est pas en contact avec l'os.

Tableau 4.10 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E₃ (GPa).

4.8.4 Conclusion

La sous-partie 1 joue un rôle important quant à la transmission des charges de la prothèse, contrairement aux sous-parties 2 et 3. En effet, les contraintes dans l'os varient de façon très similaire au modèle de référence lors des changements de rigidité E₁. Et la sous-partie 2, ne présente que de faibles augmentations de contraintes lors de la diminution de E₂, alors que la

sous-partie 3 n'implique aucune variation significative hormis le passage de $E_2=110\text{GPa}$ à 80GPa .

4.9 Contraintes dans l'os lors d'une subdivision en quatre sous-parties

La sous-partie 4 correspond à la 3 de l'étude précédente. Ayant constaté qu'elle ne jouait aucun rôle sur le comportement de la prothèse implantée, elle n'a pas été prise en compte ici. La division de l'implant en quatre est rappelée en Figure 4.14.

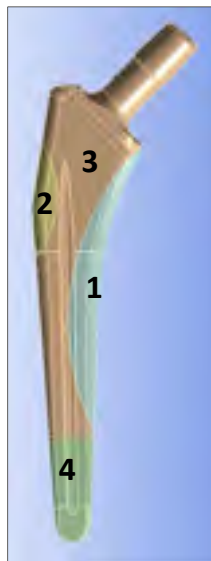


Figure 4.14 Subdivision en quatre sous-parties.

4.9.1 Sous-parties 1 et 2

Les rigidités des sous-parties 1 et 2 ont varié simultanément. Elles comportent les deux zones de contact entre l'implant et l'os cortical (*Voir* Figure 4.15, p.76). Seuls certains résultats sont représentés pour illustrer la variation des contraintes dans l'os trabéculaire.

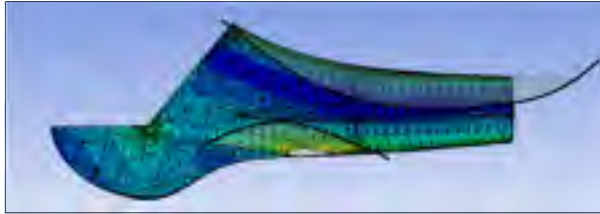


Figure 4.15 Sous-parties 1 et 2 étudiées (grisâtre).

Aucune différence importante n'est constatée entre les deux côtés de la coupe sagittale, donc seul le côté antérieur est considéré et comparé au modèle de référence (*Voir* Tableau 4.11, p.77).

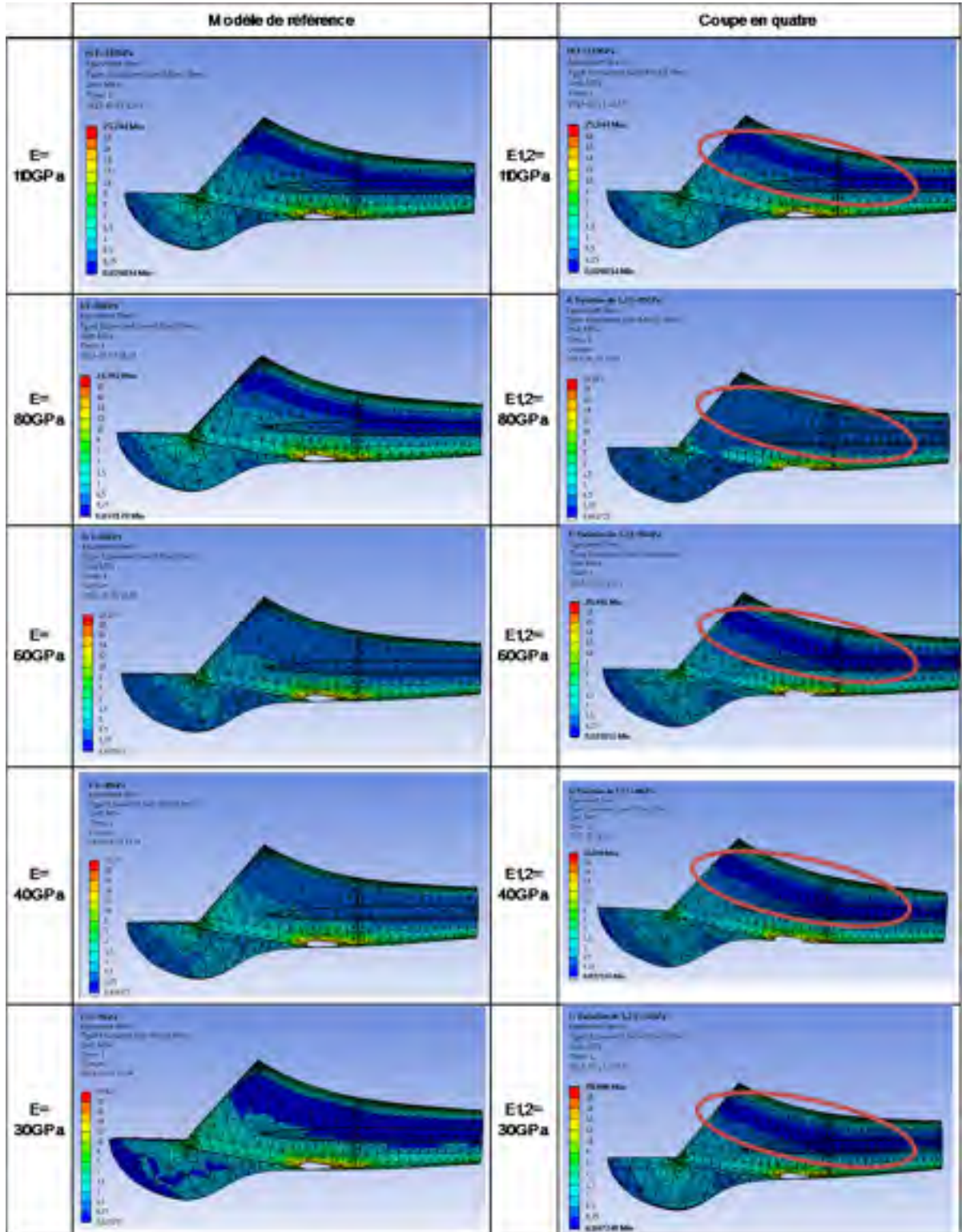
1) Résultats

Les répartitions des contraintes de l'os trabéculaire, lorsque $E_{1,2}$ varie, sont très différentes de celles du modèle de référence. Par contre, pour chacune des rigidités $E_{1,2}$, elles sont toutes similaires, à l'exception de $E_{1,2}=80\text{GPa}$. Si on considère les zones encadrées du Tableau 4.11, les contraintes sont de 0,25MPa pour $E_{1,2}=110\text{GPa}$ ou 60GPa, alors qu'elles valent 0,50MPa pour $E_{1,2}=80\text{GPa}$ (50% de différence).

2) Interprétation des résultats et discussion

Le peu de variation des contraintes, en fonction de la variation de $E_{1,2}$, implique que ces deux zones ne jouent pas de grand rôle quant au transfert des charges. Il n'y a donc pas d'intérêt à les étudier individuellement. Ceci pourrait s'expliquer notamment par la taille des volumes : ils seraient peut-être trop petits pour intervenir sur le comportement de la prothèse. Enfin, l'exception de comportement pour $E_{1,2}=80\text{GPa}$, pourrait s'expliquer par un manque de précision des calculs, puisque toutes les autres répartitions de contraintes sont semblables.

Tableau 4.11 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction du module de Young $E_{1,2}$ de la prothèse (GPa).



4.9.2 Sous-partie 3

La sous-partie 3 dans l'os trabéculaire est représentée en Figure 4.16.

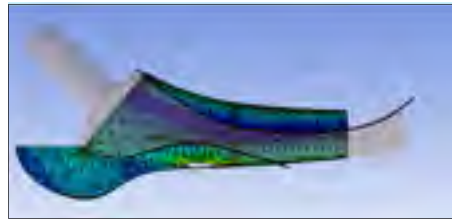
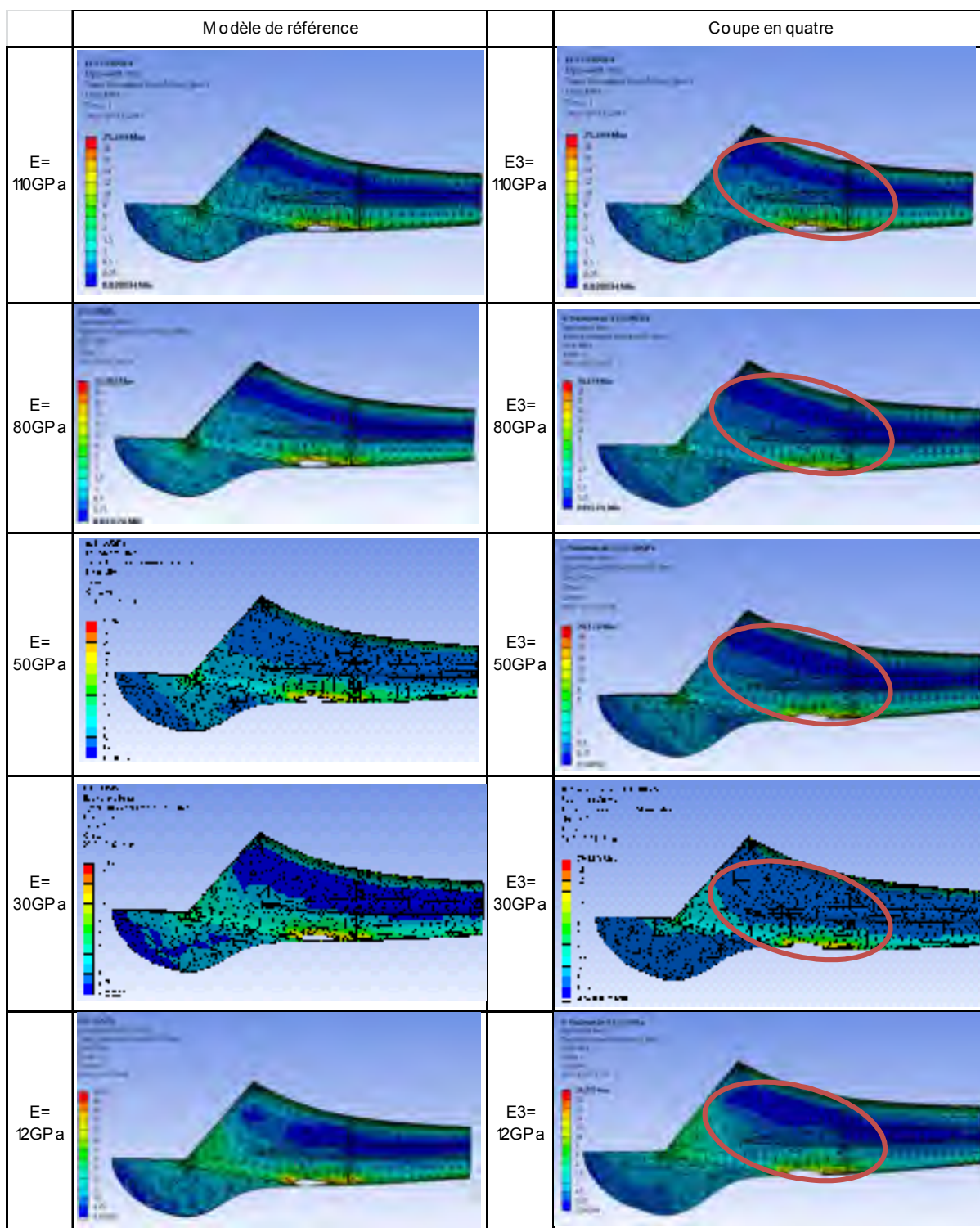


Figure 4.16 Sous-partie 3 étudiée (grisâtre).

Aucune différence importante n'est constatée entre les deux côtés de la coupe sagittale, donc seul le côté antérieur est considéré et comparé au modèle de référence (*Voir* Tableau 4.12, p.79).

1) Résultats

Le comportement de l'os trabéculaire est différent de celui du modèle de référence, à l'exception de $E_3=12\text{GPa}$. Les contraintes restent constantes, lorsque le module de Young de 3 diminue, pour $E_3>30\text{GPa}$. En effet, à $E_3=30\text{GPa}$ elles augmentent (dans la zone encadrée, les contraintes augmentent de 50%, par rapport à $E_3=50\text{GPa}$). Et, pour $E_3=12\text{GPa}$, elles diminuent à nouveau (diminution de 50%).

Tableau 4.12 Contraintes de l'os trabéculaire (MPa) en fonction de E et E₃ (GPa).

2) Interprétation des résultats et discussion

Les contraintes ne variant pas pour $E_3 > 30\text{GPa}$, la sous-partie 3 n'intervient pas dans le transfert des charges. Par contre, pour $E_3 \leq 30\text{GPa}$, il y a des changements. Il semblerait que le chargement passe par les côtés latéral et médial, d'où la diminution des contraintes en face antérieure. Ainsi, la sous-partie 3 commencerait à contribuer à la transmission des charges pour $E_3 \leq 30\text{GPa}$. Puisque cela ne peut provenir d'une trop petite taille de volume, peut-être que si la sous-partie 3 contenait des zones de contacts, elle serait intervenue également pour $E_3 > 30\text{GPa}$.

4.9.3 Conclusion

La division en quatre sous-parties de la prothèse n'affecte pas beaucoup le transfert des charges dans l'os trabéculaire. En effet, faire varier les modules de Young simultanément de 1 et 2, amène à des contraintes constantes dans l'ensemble. Cela peut provenir du faible volume de ces sous-parties. Quant à la sous-partie 3, des changements de répartition de contraintes sont présents seulement pour $E_3 \leq 30\text{GPa}$. Puisque le problème ne peut pas être le fait que son volume soit trop petit, peut-être que d'avoir des contacts dans la zone aurait amélioré le transfert des charges.

4.10 Conclusion

La division en trois sous-parties permet d'agir davantage sur les contraintes dans l'os trabéculaire, par rapport à celle qui en a quatre. En effet, faire varier ces dernières individuellement n'apporte que peu de changement dans les répartitions des contraintes. Néanmoins, ce sont des résultats spécifiques à un modèle de prothèse, et d'autres types de subdivisions (antérieur, postérieur par exemple), pourraient peut-être aussi donner de bons résultats.

De plus, de ces études, il en ressort que les zones de la prothèse impliquées dans le transfert des charges sembleraient contenir le col de la prothèse, mais aussi le contact latéral qui présente le plus de variations lors des changements de rigidité (par rapport au médial).

Pour une prothèse qui permette de modifier le transfert des charges de la prothèse à l'os et donc d'agir sur les contraintes dans l'os trabéculaire, il est suggéré avec nos analyses de poursuivre les études sur la subdivision en trois et de faire varier E_1 et E_2 . En effet, la transmission des charges se fait en sous-partie 1, qui contient le col de la prothèse, et la zone de contact latéral. De plus, dans le cas de $E_1 = E_{\text{titane}} = 110\text{GPa}$, la diminution de E_2 fait augmenter les contraintes dans l'os trabéculaire. Enfin, l'extrémité peut être retirée puisqu'elle ne sert ni au transfert des charges, ni à imposer un contact entre l'os cortical et la prothèse (*Voir* Figure 4.17, p.81). Ceci nécessiterait donc des modifications supplémentaires sur la prothèse, tels que l'ajout de congés pour arrondir l'extrémité. Des recherches dans la littérature amènent également à raccourcir l'implant, pour arriver à des tiges courtes (Reimeringer et al., 2012).

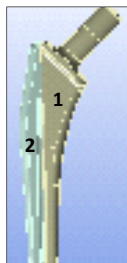


Figure 4.17 Nouveau modèle de prothèse avec retrait de l'extrémité.

CONCLUSION

Les travaux présentés dans ce mémoire traitent sur des d'amélioration de prothèses totales de hanches, en termes de *stress shielding* (SS). En effet, chez les patients atteints de pathologies articulaires de la hanche, le remplacement du cartilage dégénéré de la tête fémorale peut s'effectuer par un implant. Conventionnellement constitué de matériaux plus rigides que le tissu osseux, il engendre des modifications de sollicitations dans l'os fémoral (SS), notamment des diminutions de contraintes entraînant une résorption osseuse.

Un changement des caractéristiques mécaniques de la prothèse, à travers du titane poreux (rigidité moindre) fabriqué par EBM, est la solution étudiée à travers ce mémoire. Dans un premier temps, des recherches ont été menées sur le comportement d'une prothèse totale avec revêtement en titane poreux, développée pour la commercialisation (compagnie Surgival). Dans un second temps, le comportement d'un implant en fonction d'une rigidité discontinue, provenant de la variabilité de la porosité du titane est analysé.

Ce premier modèle de prothèse avec revêtement en titane poreux (représentant 13% du volume total de la prothèse) est apte à supporter le chargement des directives ISO, imposé pour la certification. Son comportement est similaire à celui d'un implant sans revêtement, moins rigide que lorsqu'il est entièrement en titane (n.b. : le volume représentant le revêtement de l'implant fait de titane). Par conséquent, les contraintes dans l'os trabéculaire augmentent avec un revêtement en titane poreux, ce qui pourrait diminuer le risque du SS. De plus, il est constaté par ces recherches que la simplification des conditions limites du document ISO peut biaiser les données obtenues. En effet, les résultats (contraintes et déplacements) divergent entre les situations ISO et celles de situations plus réalistes comme la marche rapide et la montée d'escalier.

Ensuite, une prothèse dont la rigidité varie sur son ensemble est étudiée selon deux types de sous-divisions. Or, celle qui permet d'analyser le mieux le transfert des charges dans l'os est en trois sous-parties. L'extrémité de la tige fémorale n'étant pas utile à ce phénomène, elle

peut être retirée du design. Des prothèses à tiges courtes sont d'ores et déjà présentes sur le marché. Les variations des deux autres sous-parties, quant à elles, permettraient d'avoir une répartition des contraintes plus élevées dans l'os trabéculaire.

En conclusion, les prothèses avec revêtement en titane poreux et entièrement poreuse présentent des résultats prometteurs pouvant diminuer le SS.

RECOMMANDATIONS

Concernant la prothèse en revêtement poreux, des tests physiques en statique serviraient à confirmer ou non les résultats obtenus par simulation, notamment la mesure des déplacements. Les contraintes seraient plus difficiles à obtenir. Des capteurs pourraient être installés sur l'implant, cependant les valeurs seront ponctuelles. La répartition des contraintes se trouverait par interpolation, ce qui impliquerait un manque de précision indéniable. L'application cyclique d'une force serait également utile à l'analyse de résistance de la tige fémorale. Ces étapes se font généralement après les simulations numériques, par la MEF, afin de certifier le bon design de l'implant, avant sa commercialisation. Dans ce contexte, seules les directives ISO sont respectées.

Le contexte *in vivo*, quant à lui, pourrait s'analyser avec les mêmes tests, mais en implantant la prothèse (qu'elle soit partiellement ou entièrement en titane poreux) dans un fémur synthétique Sawbone®. Bien que les résultats s'avèrent différents entre les forces appliquées de ISO, et celles des activités quotidiennes (marche rapide et montée d'escalier) selon Bergmann et al. (2001), ces dernières seraient difficile à reproduire expérimentalement. En effet, elles sont au nombre de deux pour chacune des situations (force aux abducteurs et au contact à l'articulation). Réussir à les appliquer dans les bonnes directions nécessiterait beaucoup de matériel et de temps.

Le SS pourrait être suivi et quantifié dans les fémurs des patients portant des prothèses à revêtement en titane poreux (exemple : par rayons X), pour confirmer ou non nos données. Même si les implants n'ont pas d'impact sur le SS, ils présentent néanmoins des nouveautés (revêtement et tige en une seule pièce, l'épaisseur du revêtement et la méthode de fabrication) qui pourraient jouer positivement sur la durée de vie de la prothèse.

Il est nécessaire de rappeler que nos résultats ne sont valables que sur le design de notre prothèse. En effet, un revêtement poreux sur une autre forme d'implant, pourrait présenter d'autres comportements. De surcroît, toutes nos recherches se sont basées sur l'hypothèse

que le SS apparaissait à cause de la différence de la rigidité entre la prothèse et l'os. Elle peut être controversée.

Au niveau de l'analyse par la MÉF, l'utilisation des contraintes de Von Mises pourrait être remise en question. Bien que ce soit la méthode exploitée généralement dans la littérature, la déformation de Von Mises, par exemple, est aussi un outil d'analyse. De plus, la friction devrait être prise en compte entre l'implant et le fémur, puisque jusqu'ici ils ont été supposés liés. Les propriétés des matériaux renseignées au logiciel pourraient également être plus précises. En effet, des comportements ont été supposés isotropes alors qu'ils étaient anisotropes. Pour cela, des recherches supplémentaires seraient notamment nécessaires pour mieux caractériser les tissus osseux, ou bien le titane poreux. Enfin, des analyses plus précises devraient se faire à l'interface os-prothèse (orientation et direction des contraintes, etc.).

Pour finir, la prothèse entièrement en titane pourrait présenter de nouvelles subdivisions, notamment sous le plan frontal (antérieur et postérieur).

ANNEXE I

SYSTÈME DE COORDONNÉES DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE DÉFINI PAR L'ISB

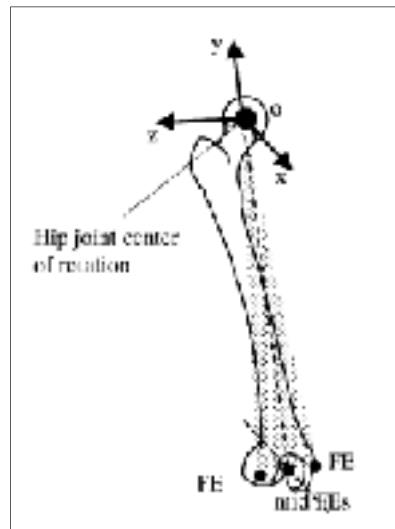


Figure-A I-I Système de coordonnées de l'ISB.
Adaptée de (Wu et al., 2002)

Repère de l'os fémoral (ou xyz), dont l'origine est le centre de l'articulation de la hanche, est défini comme suit :

- y relie l'origine au point médian entre les épicondyles fémoraux et a une direction allant vers le haut de l'individu,
- z est perpendiculaire à y et se trouve dans le plan défini par les épicondyles fémoraux et l'origine,
- x est perpendiculaire aux axes y et z.

ANNEXE II

SYSTÈME DE COORDONNÉES DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE DÉFINI PAR BERGMANN, GRAICHEN ET ROHLMANN (1993)

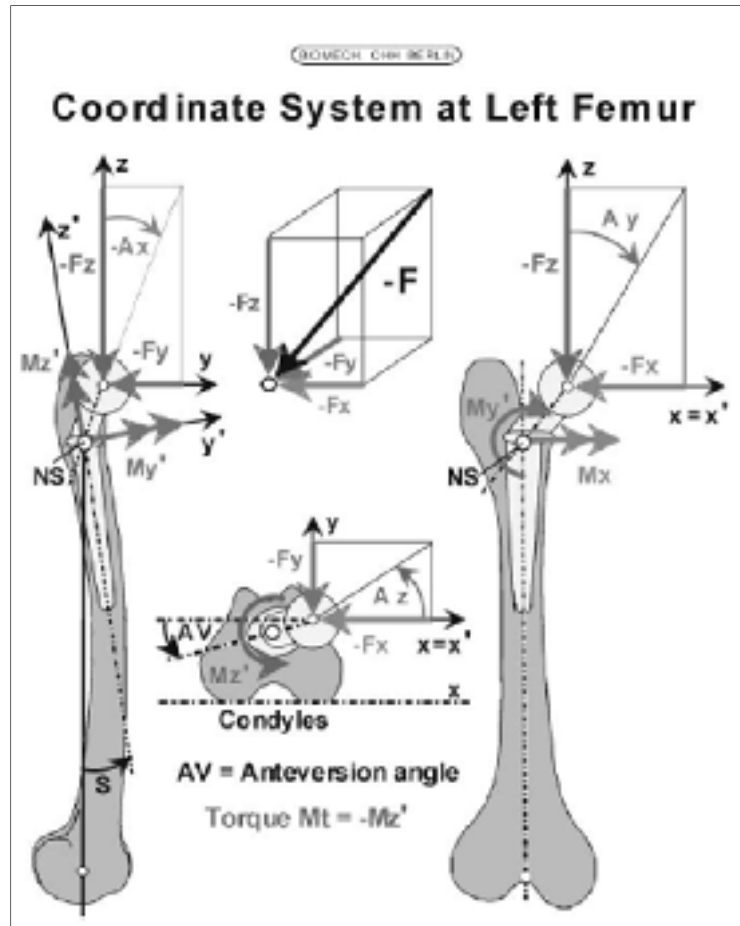


Figure-A II-I Système de coordonnées.
Tirée de (Bergmann et al., 2001)

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abdullah, A. H., M. N. M. Asri, M. S. Alias et T. Giha. 2010. « Finite element analysis of cemented hip arthroplasty: influence of stem tapers ». In *Proceedings of the International Multiconference of Engineers and Computer Scientists*. (Hong Kong, March 17-19, 2010). Vol. 3, p. 978-988.
- Abdullah, A. H., E. F. Jaafar, N. Nasir, E. N. A. Latip et G. Tardan. 2011. « Influences of prosthesis stem lengths in cementless total hip arthroplasty ». *Applied Mechanics and Materials*, vol. 52-54, p. 2088-2093.
- Alder ortho. 2013. « FIXA Ti-Por ». < http://www.adlerortho.com/adlerortho_download/index.php?route=product/category&path=41_50_72 >. Consulté le 3 novembre 2013.
- Ardawi, M. S. M., A. A. Maimany, T. M. Bahksh, H. A. N. Nasrat, W. A. Milaat et R. M. Al-Raddadi. 2005. « Bone mineral density of the spine and femur in healthy Saudis ». *International Osteoporosis Foundation and National Osteoporosis Foundation* vol. 1, n° 16, p. 43-55.
- Baharuddin, M. Y., et M. R. A. Kadir. 2010. « Finite element study on the micromotion of cementless total hip arthroplasty ». In *6th World Congress of Biomechanics* (Singapore, August 1-6, 2010). Vol. 31, p. 605-607.
- Behrens, B-A., C. J. Wirth, H. Windhagen, I. Nolte, A. Meyer-Lindenberg et A. Bouguecha. 2008. « Numerical investigations of stress shielding in total hip prostheses ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 222, n° 5, p. 593-600.
- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss et G. N. Duda. 2001. « Hip contact forces and gait patterns from routine activities ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 7, p. 859-871.
- Bergmann, G., F. Graichen et A. Rohlmann. 1993. « Hip joint loading during walking and running, measured in two patients ». *Journal of Biomechanics*, vol. 26, n° 8, p. 969-990.
- Breusch, S. J., M. Lukoschek, J. Kreutzer, D. Brocai et T. A. Gruen. 2001. « Dependency of cement mantle thickness on femoral stem design and centralizer ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 16, n° 5, p. 648-657.
- Caouette, C., M. N. Bureau, P-A. Vendittoli, M. Lavigne et N. Nuño. 2012. « Anisotropic bone remodeling of a biomimetic metal-on-metal hip resurfacing implant ». *Medical Engineering and Physics*, vol. 5, n° 34, p. 559-565.

- Caouette, C., L. H. Yahia et M. N. Bureau. 2011. « Reduced stress shielding with limited micromotions using a carbon fibre composite biomimetic hip stem: a finite element model ». *Engineering in Medicine*, vol. 225, n° 9, p. 907-919.
- Centre Orthopédique Pasteur Lanroze. 2013. « La prothèse totale de hanche ». < <http://www.chirurgie-orthopedique-pasteur-brest.fr/prothese-65.html> >. Consulté le 04 septembre 2013.
- Desmarais-Trépanier, C. 2009. « Analyse numérique de la technique de resurfaçage de la hanche métal-métal: effet du positionnement et de la fixation de la composante fémorale sur les contraintes dans l'os ». Montréal, École de Technologie Supérieure, 126 p.
- Fernandes, P. R., J. Folgado, C. Jabobs et V. Pellegrini. 2002. « A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 2, p. 167-176.
- Fraldi, M., L. Esposito, G. Perrella, A. Cutolo et S. Cowin. 2010. « Topological optimization in hip prosthesis design ». *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 9, n° 4, p. 389-402.
- Fratzl, P., et R. Weinkamer. 2007. « Nature's hierarchical materials ». *Progress in Materials Science*, vol. 52, n° 8, p. 1263-1334.
- Gortchacow, M., M. Wettstein, D. P. Pioletti, M. Müller-Gerbl et A. Terrier. 2012. « Simultaneous and multisite measure of micromotion, subsidence and gap to evaluate femoral stem stability ». *Journal of Biomechanics*, vol. 45, n° 7, p. 1232-1238.
- Harrysson, O. L. A., O. Cansizoglu, D. J. Marcellin-Little, D. R. Cormier et H. A. West II. 2008. « Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology ». *Materials Science and Engineering*, vol. 28, n° 3, p. 366-373.
- Hedia, H. S., M. A. Shabara, T. T. El-Midany et N. Fouda. 2005. « Improved design of cementless hip stems using two-dimensional functionally graded materials ». *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 79, n° 1, p. 42-49.
- Heller, M. O., G. Bergmann, J. P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas et G. N. Duda. 2005. « Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 5, p. 1155-1163.
- Hospital for special surgery. 2013. « Hip conditions ». < <http://www.hss.edu/hip-pain-center-hip-conditions.asp> >. Consulté le 22 mars 2013.

- Huiskes, R., et B. Rietbergen. 1995. « Preclinical testing of total hip stems: the effects of coating placement ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 319, p. 64-76.
- Jung, D-Y., Y-B. Kang, S. Tsutsumi, R. Nakai, I. Ikeuchi et R. Sekel. 2006. « Computational evaluation of the effects of bone ingrowth on bone resorptive remodeling after a cementless total hip arthroplasty ». *JSME International Journal. Series C, Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, vol. 9, n° 1, p. 135-143.
- Khanoki, A. S., et D. Pasini. 2012. « Multiscale design and multiobjective optimization of orthopedic hip implants with functionally graded cellular material ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 134, n° 3, p. 031004_1-031004_10.
- Koyanagi, J., T. Sakai, T. Yamazaki, T. Watanabe, K. Akiyama, N. Sugano, H. Yoshikawa et K. Sugamoto. 2011. « In vivo kinematic analysis of squatting after total hip arthroplasty ». *Clinical Biomechanics*, vol. 26, n° 5, p. 477-483.
- Kulkarni, M. S., et S. R. Sathe. 2008. « Experimental determination of material properties of cortical cadaverics femur bone ». *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, vol. 22, n° 1, p. 8-14.
- Lima Corporate. 2011. « Delta tt cup ». < http://www.lima.it/product-delta_tt-5-9.html >. Consulté le 3 novembre 2013.
- Makarand, G. J., G. A. Suresh, M. Freeman et H. S. Michael. 2000. « Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding ». *Journal of Biomaterials*, vol. 33, n° 12, p. 1665-1662.
- Medicopedia Dictionnaire médical en ligne. 2012. « Fémur Fémoral ». < <http://www.medicopedia.net/term/10407,1,xhtml> >. Consulté le 29 octobre 2013.
- Moritz, N., J. J. Alm, P. Lankinen, T. J. Mäkinen, K. Mattila et H. T. Aro. 2011. « Quality of intertrochanteric cancellous bone as predictor of femoral stem RSA migration in cementless total hip arthroplasty ». *Journal of Biomechanics*, vol. 44, n° 2, p. 221-227.
- Morscher, E. 1984. « Nine years' experience with isoelastic hip endoprostheses made of plastic material ». In *The Cementless Fixation of Hip Endoprostheses*, sous la dir. de Morscher, Erwin. p. 184-190. Springer Berlin Heidelberg.
- Noyama, Y., T. Miura, T. Ishimoto, T. Itaya, M. Niinomi et T. Nakano. 2012. « Bone loss and reduced bone quality of the human femur after total hip arthroplasty under stress-shielding effects by titanium-based implant ». *Materials Transactions*, vol. 53, n° 3, p. 565-570.

- Olivier Dr May. 2003-2013. « Chirurgie de la hanche : resurfaçage de la hanche ». < <http://www.chirurgie-hanche.fr/2.aspx> >. Consulté le 21 octobre 2013
- Orthopédie Jules Verne Nantes. 2013. « Pathologies : Prothèse totale de la hanche pour arthrose ». < <http://www.chirortho-julesverne.fr/hanche-prothese-totale-de-hanche-pour-arthrose.html> >. Consulté le 22 mars 2013.
- Pancanti, A., M. Bernakiewicz et M. Viceconti. 2003. « The primary stability of a cementless stem varies between subjects as much as between activities ». *Journal of Biomechanics*, vol. 36, n° 6, p. 777-785.
- Petit, R. 1999. « The use of hydroxyapatite in orthopaedic surgery: a ten-year review ». *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, vol. 9, p. 71-74.
- Radcliffe, I. A. J., et M. Taylor. 2007. « Investigation into the effect of varus–valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: a multi-femur finite element analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 7, p. 780-786.
- Reimeringer, M., N. Nuño, C. Desmarais-Trépanier, M. Lavigne et P.A. Vendittoli. 2012. « The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 16, n° 11, p. 1221-1231.
- Rho, J. Y., M. C. Hobatho et R. B. Ashman. 1995. « Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, n° 5, p. 347-355.
- Ruben, R. B., P. R. Fernandes et J. Folgado. 2012. « On the optimal shape of hip implants ». *Journal of Biomechanics*, vol. 45, n° 2, p. 239-246.
- Ruther, C., H. Ewald, W. Mittelmeier, R. Bader et D. Klues. 2010. « Localization of uncemented hip stem loosening with a novel in-vivo sensor system based on vibration analysis ». In *6th World Congress of Biomechanics*. (Singapore, August 1-6, 2010) Vol. 31, p. 620-623. Coll. « IFMBE Proceedings ».
- Ryan, G., A. Pandit et D. P. Apatsidis. 2006. « Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications ». *Biomaterials*, vol. 27, n° 13, p. 2651-2670.
- Shepperd, J. A. N., et H. Apthorp. 2005. « A contemporary snapshot of the use of hydroxyapatite coating in orthopaedic surgery ». *The Journal of Bone and Joint Surgery* vol. 87-B, n° 8, p. 1046-1049.
- Shuib, S. , M. I. Z. Ridzwan, A. Y. Hassan et M. N. M. Ibrahim. 2005. « Topology optimisation of hip prosthesis to reduce stress shielding ». In *Computer Aided*

Optimum Design in Engineering IX, sous la dir. de Hernandez, S. , et C. A. Brebbia. p. 480. 80: WIT Transactions on The Built Environment.

- Sim, E., W. Freimüller et T. J. Reiter. 1995. « Finite element analysis of the stress distributions in the proximal end of the femur after stabilization of a pertrochanteric model fracture: a comparison of two implants ». *Injury*, vol. 26, n° 7, p. 445-449.
- Tarala, M., D. Janssen et N. Verdonschot. 2013. « Toward a method to simulate the process of bone ingrowth in cementless THA using finite element method ». *Medical Engineering and Physics*, vol. 35, n° 4, p. 543-548.
- Varini, E., E. Bialoblocka-Juszczak, M. Lannocca, A. Cappello et L. Cristofolini. 2010. « Assessment of implant stability of cementless hip prostheses through the frequency response function of the stem–bone system ». *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 163, n° 2, p. 526-532.
- Watt, I., S. Boldrik, E. van Langelaan et R. Smithuis. 2013. « Hip - Arthroplasty Normal and abnormal imaging findings ». <
<http://www.radiologyassistant.nl/en/p431c8258e7ac3/hip-arthroplasty.html> >. Consulté le 31 octobre 2013.
- Wazen, R. M., L-P. Lefebvre, E. Baril et A. Nanci. 2010. « Initial evaluation of bone ingrowth into a novel porous titanium coating ». *Journal of Biomedical Materials Research B: Applied Biomaterials*, vol. 94B, n° 1, p. 64-71.
- Weinans, H., R. Huiskes et H. J. Grootenboer. 1994. « Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 116, p. 393-400.
- Wikipédia. 2011. « Anatomical directions ». <
[http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_directions_\(fr\).svg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_directions_(fr).svg) >.
- Wikipédia. 2013. « Prothèse totale de hanche ». <
http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hip_replacement_Image_3684-PH.jpg >. Consulté le 31 octobre 2013.
- Wu, G., S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid et I. Stokes. 2002. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 4, p. 543-548.
- Xiang, L., W. Chengtao, Z. Wenguang et L. Yuanchao. 2010. « Fabrication and compressive properties of Ti6Al4V implant with honeycomb-like structure for biomedical applications ». *Rapid Prototyping Journal*, vol. 16, n° 1, p. 44-49.

- Yáñez Santana, A., A. Herrera Martín, O. Martel Fuentes, H. Afonso Martín, D. Monopoli Forleo, B. Mentado Almeida et D. González Martín. 2012. « Estudio y validación experimental de implantes porosos fabricados mediante la tecnología de fusión por haz de electrones, utilizados en la cirugía reconstructiva y regenerativa ». In *XIX Congreso nacional de ingeniería mecánica*. (Castellón, 2012). Vol. 19, p. 1-8.
- Yang, C. Y., C. R. Chen, E. Chang et T. M. Lee. 2007. « Characteristics of hydroxyapatite coated titanium porous coatings on Ti-6Al-4V substrates by plasma sprayed method ». *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 82B, nº 2, p. 450-459.