

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 La prothèse totale de la hanche	5
1.1.1 Concept et fonctionnalité	5
1.1.2 Enjeux de durée et de qualité de vie	6
1.1.3 Complications intrinsèques	8
1.2 Caractéristiques des tissus osseux dans un contexte d'implantation	10
1.2.1 Concepts et fonctionnalités désirées	11
1.2.2 Remodelage osseux	11
1.2.3 Synthèse à propos des tissus osseux	14
1.3 Matériaux architecturés pour applications d'implants biomimétiques	14
1.3.1 Caractéristiques désirées des matériaux et structures pour la PTH	14
1.3.2 Procédés de fabrication des matériaux cellulaires métalliques architecturés	16
1.3.3 Matériaux candidats pour la production d'implants métalliques poreux	19
1.3.4 Morphologies des structures poreuses potentielles	21
1.3.5 Propriétés mécaniques des structures poreuses cellulaires	23
1.4 Concepts de tiges fémorales présentant des rigidités réduites	26
1.4.1 Tiges composites	26
1.4.2 Tiges monolithiques métalliques	29
1.4.3 Tiges à géométrie ou forme atypique	30
1.4.4 Travaux et tiges intégrant des structures poreuses	32
1.5 Quelques mots sur la croissance osseuse dans les implants poreux	34
1.5.1 Essais in vitro	34
1.5.2 Essais in vivo	36
1.6 Récapitulation sur la revue de littérature	38
CHAPITRE 2 FEMORAL STEM INCORPORATING A DIAMOND CUBIC LATTICE STRUCTURE: DESIGN, MANUFACTURE AND TESTING	41
2.1 Avant-propos	41
2.2 Résumé	41
2.3 Abstract	42
2.4 Introduction	43
2.4.1 Biomimetic implants	43
2.4.2 Additive manufacturing & porous femoral stems	44
2.4.3 Scope of the study	45
2.5 Materials and methods	46
2.5.1 Engineering workflow	46

2.5.2	Design of the porous stem.....	46
2.5.2.1	Determination of the porous design domain.....	46
2.5.2.2	Ordered porous structure.....	47
2.5.2.3	Requirements for bone ingrowth-related porosity, mechanical properties, and manufacturability	49
2.5.3	Fabrication	52
2.5.3.1	Pre-processing.....	52
2.5.3.2	Manufacturing and post-processing of the stem	53
2.5.3.3	Non-destructive inspection of the porous structure via the X-ray computerized tomography	54
2.5.4	Experimental testing and numerical analysis.....	55
2.5.4.1	Experimental testing	55
2.5.4.2	Numerical analysis.....	57
2.5.5	FE model validation: comparison of the numerical and experimental data	58
2.6	Results.....	59
2.6.1	Force-displacement diagram.....	59
2.6.2	Strength verification.....	60
2.6.3	Total displacement and equivalent strain fields.....	61
2.6.4	CT product inspection.....	63
2.7	Discussion.....	64
2.7.1	Stem stiffness reduction.....	64
2.7.2	Experimental validation.....	66
2.7.3	Manufacturing and modeling limitations.....	67
2.7.4	Surface-to-volume and strength-to-stiffness ratios of the porous structures	68
2.7.5	Future work.....	71
2.8	Conclusion	71
2.9	Acknowledgments.....	72
2.10	Appendix A – Numerical and experimental correlation analysis for the total displacements of the porous stem	73
2.11	Appendix B – Numerical and experimental correlation analysis for the equivalent strains and the total displacements of the fully dense stem.....	74
CHAPITRE 3 DEVELOPMENT AND IN VITRO VALIDATION OF A SIMPLIFIED NUMERICAL MODEL FOR THE DESIGN OF A BIOMIMETIC FEMORAL STEM.....		77
3.1	Avant-propos.....	77
3.2	Résumé.....	77
3.3	Abstract.....	78
3.4	Introduction.....	79
3.4.1	Bone remodeling and biomimetic hip implants	79
3.4.2	Studies on the stem design and stress shielding.....	80
3.4.3	Scope of the study.....	82
3.5	Materials and methods	83

3.5.1	Engineering and technological workflow	83
3.5.2	Modeling of the test constructs	83
3.5.3	Preparation of the test constructs	86
3.5.4	Experimental testing and numerical analysis.....	87
	3.5.4.1 Experimental testing	87
	3.5.4.2 Numerical analysis.....	89
3.5.5	FE model validation: comparison of the numerical and experimental data.....	91
3.5.6	Bone resorption via bone remodeling (numerical assessment).....	92
3.6	Results.....	93
	3.6.1 X-ray radiographic inspection.....	93
	3.6.2 Force-displacement diagrams	94
	3.6.3 Correlation analysis of the DIC and FEA results.....	96
	3.6.4 Bone resorption via bone remodeling (numerical assessment).....	98
3.7	Discussion.....	99
	3.7.1 Model validation	99
	3.7.2 Stress shielding assessment.....	99
	3.7.3 Limitations of the study and future work.....	100
3.8	Conclusion	102
3.9	Acknowledgment	103
3.10	Conflict of interest	103
3.11	Appendix A – FEA and DIC correlation analysis for the total displacement fields.....	104
3.12	Appendix B – Force orientation uncertainty analysis.....	105
	DISCUSSION ET CONCLUSION GÉNÉRALE	107
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	111

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Table 2.1	Input and output design parameters of the ordered porous structure with their respective applicable ranges.....	48
Table 2.2	Design characteristics and mechanical properties of the dense and porous part of the stem	51
Table 2.3	Linear regression results between the experimental (DIC) and the numerical (FEA) total displacements and equivalent strains	63
Table 2.4	List of reported metallic porous femoral stem stiffness reduction works	65
Table 2.5	Comparison of the STVR and STSR for the diamond lattice structure (pore size of 300 μm), the selected stochastic porous structure and the bone for a porosity $\phi = 58\%$	70
Table 3.1	Correlation statistics between the experimental and numerical data for the total displacement and equivalent strain fields	96

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Éléments de base constituant l'assemblage d'une prothèse totale de la hanche Adaptée de (Bahraminasab & Farahmand, 2017)	6
Figure 1.2	Taux de succès des implantations de prothèses totales de la hanche en fonction du nombre d'années après l'opération Adaptée de (Learmonth et al., 2007)	8
Figure 1.3	Représentation schématique simplifiée de la déviation des contraintes et de la résorption osseuse Adaptée de (Ridzwan et al., 2007)	9
Figure 1.4	Relation d'interdépendance existant entre les mécanismes de remodelage et de maintenance des tissus osseux et les amplitudes et fréquences des chargements mécaniques Adaptée de (Ozcivici et al., 2010)	13
Figure 1.5	(a) Graphique de l'influence de la taille des pores sur la structure destinée à la croissance cellulaire, (b) variation de la surface spécifique pour la croissance des cellules et la vascularisation de la structure avec la taille des pores, et (c) variation de la résistance mécanique et de la perméabilité de la structure en fonction de la taille des pores et de la porosité Tirée de (Tan et al., 2017).....	16
Figure 1.6	Échantillons poreux produits par FA : (a) Structure stochastique modélisée à l'aide d'un algorithme numérique (C. Simoneau, Brailovski, & Terriault, 2016), (b) structure stochastique reproduite à partir de données de tomographie d'une mousse métallique (Murr et al., 2010), (c) structure poreuse reposant sur une cellule unitaire cubique (Bruno Jetté et al., 2015), structure poreuse basée sur une cellule unitaire cubique fractionnée par des tétraèdres (Arabnejad, Johnston, Pura, et al., 2016), structure poreuse basée sur le réseau atomique cristallin du diamant (Dumas, 2016)	23
Figure 1.7	Tracé du module d'Young en fonction de la masse volumique pour différents types de matériaux dont les matériaux métalliques poreux, l'os trabéculaire et l'os cortical. Adaptée de (L. J. Gibson, Ashby, & Harley, 2010; Wauthle, 2014).....	24
Figure 1.8	(a) Tige isoélastique, (b) Vue en coupe de la tige illustrant l'épaisseur de la couche de polymère et de la tige centrale, (c) Radiographie illustrant l'ostéolyse à l'interface polymère-os après une implantation de 9.7 ans.	

	(a) & (c) tirées de (Trebse, Milosev, Kovac, Mikek, & Pisot, 2005) (b) adaptée de (Bombelli & Mathys, 1982).....	27
Figure 1.9	(a) Tige fémorale VerSys® Epoch® avec des coupes transversales et longitudinales illustrant la couche polymérique et le revêtement poreux de fils métalliques, (b) radiographie d'une prothèse illustrant des fragments détachés du revêtement poreux de la tige après 2 années d'implantation, (c) tige VerSys® Epoch® et ses fragments de revêtements après extraction lors d'une révision de PTH. (a) tirée de (Hartzband et al., 2010), (b) & (c) tirées de (Saltzman et al., 2014).....	28
Figure 1.10	Tige fémorale Stryker Accolade TMZF Adaptée de (Inaba, Ike, Oba, & Saito, 2016)	30
Figure 1.11	(a) Schéma de la coupe antérieure postérieure de la tige Cenos®, (b) schéma de l'instrumentation de la tige Cenos® avec des jauges de déformation et des capteurs de température, (c) représentation réelle de la tige Cenos® instrumentée. (a) tirée de (Schmidt & Hackenbroch, 1994), (b) et (c) tirées de (Graichen et al., 1999).....	31
Figure 1.12	(a) Prothèse totale de hanche GHE ESKA/AQ présentant le Spongiosa-metal®, (b) Prothèse totale de la hanche GHE modifiée avec Spongiosa-metal II®, (c) radiographie affichant une tige fémorale GHE distalement sectionnée (a) tirée de (Matsui et al., 1998), (b) tirée de (Gerdesmeyer et al., 2016), (c) tirée de (Kishida et al., 2002).....	33
Figure 2.1	(a) Commercial dense stem, (b) reverse-engineered dense stem, (c) stem filled with the ordered porous structure Adapted from (Simoneau et al., 2016)	47
Figure 2.2	(a) Diamond cubic crystal structure where each node represents a single atom. The circumscribed sphere illustrates the major pore size evaluation method, (b) diamond unit cell with superimposed cubic sub-cells, (c) sub-cell with the highlighted overhang angle of the strut frame, (d) isolated sub-cell with a strut thickness showing the hexagonal cross-section of the struts, (e) cubic example of a 3x3x3 sub-cell structure with a porosity of $\phi = 58\%$	48
Figure 2.3	Porous structure design diagram: (a) design area relative to the requirements of the bone fixation and the L-PBF limitations,	

	(b) scaling relations giving the apparent modulus of elasticity and yield strength of the porous structure	50
Figure 2.4	Flowchart of the modeling and manufacturing preparation of the ordered porous femoral stem. The size of the cells of the porous structure is exaggerated for the illustration purpose Adapted from (Dumas, 2016).....	53
Figure 2.5	Additively-manufactured femoral stems: (a) stem body filled with the ordered porous structure, (b) fully dense stem	54
Figure 2.6	(a) Experimental setup used for mechanical testing, (b) loading protocol used during the tests, (c) FoVs of the DIC setups, (d) drawing of the specifications of the stem support Adapted from (Simoneau et al., 2016)	56
Figure 2.7	Finite element mesh showing the load definition and the mesh refinement zones Taken from (Dumas, 2016).....	58
Figure 2.8	Force-displacement diagrams for the numerical and experimental testing of the ordered porous stem and its fully dense replica.....	60
Figure 2.9	a) Apparent equivalent stress plot for the porous part of the stem only, b) equivalent stress plot for the dense part of the stem only	61
Figure 2.10	Correlation and deviation analysis between the experimental (DIC) and the numerical (FEA) strain fields for each FoV of the porous stem.....	62
Figure 2.11	Diagrams of the STVR and the STSR for the: (a) diamond lattice structure of iso pore size of 300, 500 and 800 μm (b) human bone tissue and (c) stochastic porous structure	69
Figure 2.12	Correlation analysis between the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacements fields of the ordered porous stem	73
Figure 2.13	Correlation analysis between the experimental (DIC) and numerical (FEA) equivalent strain fields of the dense stem.....	74
Figure 2.14	Correlation analysis between the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacement fields of the dense stem.....	75
Figure 3.1	Intact (a) and implanted (b) test constructs of the current study, (c) fully dense femoral stem, (d) femoral stem incorporating the lattice porous structure and showing a cutaway view to the internal structure in the distal part, (e) diamond cubic lattice crystal arrangement and major pore schematization.....	84

Figure 3.2	Femur and stem orientation in the test construct (position adopted from ISO 7206-4 2010)	86
Figure 3.3	(a) Experimental devices and the testing setup, (b) load protocol followed for each femur, (c) top view showing the schematic coverage of the FoV	89
Figure 3.4	Mesh and boundary conditions used for the FE analysis (FEA) of: (a) the intact femur, (b) the implanted femur, and (c) an isolated view of the porous femoral stem	90
Figure 3.5	Diagram of the numerical post-THA stress shielding assessments	93
Figure 3.6	Superimposition of the x-ray radiographs of the intact and implanted femurs in the anterior-posterior (A-P) and in the lateral-medial (L-M) directions of the: (a) dense stem, (b) porous ordered stem.....	94
Figure 3.7	Force-displacement diagrams of the corresponding tracked point in the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacement fields for (a) the intact femur, (b) the femur implanted with dense stem, and (c) the femur implanted with porous stem	95
Figure 3.8	Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) equivalent strain fields for (a) the intact femur, (b) the femur implanted with the dense stem, and (c) the femur implanted with the porous stem. Gruen Zones are shown on experimentally-observed strain distributions.....	97
Figure 3.9	Anterior and posterior views showing the bone remodeling onset of the implanted femurs with (a) the porous and (b) dense stems	98
Figure 3.10	Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) total displacement fields for the intact femur (a), femur implanted with the dense stem (b), and femur implanted with the porous stem (c)	104
Figure 3.11	Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) total displacement fields for the intact femur (a), femur implanted with the dense stem (b), and femur implanted with the porous stem (c) when the force is tilted of -2.5° around the x axis in the numerical model	105
Figure 3.12	Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) equivalent strain fields for the intact femur (a), femur implanted with the dense stem (b), and femur implanted with	

the porous stem (c) when the force is tilted of -2.5° around the x axis
in the numerical model106

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Tridimensionnel
ADN	Acide désoxyribonucléique
AM	Additive manufacturing
APDL	ANSYS Parametric Design Language
ASTM	America Society for Testing Materials
ATP	Adénosine triphosphate
BW	Body weight
CAD	Computer aided design
CNC	Computer numerical control
Co	Cobalt
Cr	Chrome
CT	Computerized tomography
DEXA	Dual-energy X-ray absorptiometry
DIC	Digital image correlation
EBM	Electron beam melting
FA	Fabrication additive
FDA	Food and Drug Administration
FDETS	Fonds de développement de l'École de technologie supérieure
FE	Finite element
Fe	Fer
FEA	Finite element analysis
FoV	Field of view
FRQNT	Fonds de recherche Nature et technologie du Québec
GZ	Gruen zone
ISO	International organization for standardization
LED	Light-emitting diode
LENS	Laser engineered net shaping
L-PBF	Laser-powder bed fusion
MEB	Microscope électronique à balayage

Mo	Molybdène
NSERC	Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada
PAEK	Polyaryléthercétone
PBF	Powder bed fusion
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
POM	Polyoxyméthylène
PTH	Prothèse totale de la hanche
QALY	Quality adjusted life years
RBMC	Rigid body motion compensation
SLI	Slice Layer Interface file
STL	Standard Tessellation Language file
STSR	Strength-to-stiffness ratio
STVR	Surface-to-volume ratio
Ta	Tantale
THA	Total hip arthroplasty
Ti	Titane
Ti64	Alliage Ti-6Al-4V
Zr	Zirconium

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

d , μm	Pore size diameter (major pore size)
E , GPa	Modulus of elasticity
E^* , GPa	Apparent modulus of elasticity
E_s , GPa	Module d'élasticité de la phase solide
ν	Coefficient de Poisson
R^2	Coefficient de détermination
S , J/kg	Strain energy density
s	Bone remodeling threshold
S_y , MPa	Limite élastique ou résistance à l'écoulement
S_y^* , MPa	Limite élastique apparente
$S_{y,s}$, MPa	Limite élastique du matériau solide de base
t , μm	Strut thickness
U , J	Strain energy
ε , mm/mm	Strain
ε_{eq} , mm/mm	Equivalent strain
$\varepsilon_{\text{eq,ref}}$, mm/mm	Equivalent strain at the reference state
ρ , g/cm^3	Density
ρ^* , g/cm^3	Densité du matériau cellulaire
ρ_r , %	Densité relative
ρ_s , g/cm^3	Densité du matériau solide de base
σ , MPa	Contrainte
φ , %	Porosity

INTRODUCTION GÉNÉRALE

0.1 Problématique

Les patients subissant des chirurgies de remplacements articulaires (arthroplasties) présentent habituellement des symptômes de douleurs aux articulations qui troublent leurs activités quotidiennes. L'arthrose, ou affection articulaire chronique et dégénérative des articulations, est la principale cause de ces remplacements articulaires (Tan, Tan, Chow, Tor, & Yeong, 2017). En soi, les arthroplasties impliquent l'élimination des portions endommagées de l'articulation d'une part, et d'autre part, l'introduction de composantes mécaniques artificielles (prothèses) visant le rétablissement de la fonctionnalité locomotrice et de la mobilité tout en réduisant la douleur ressentie par le patient (Gerdesmeyer et al., 2016). À cet effet, l'arthroplastie totale de la hanche présente un historique important et est notamment considérée par les chercheurs comme étant l'intervention chirurgicale marquante du siècle dernier (Learmonth, Young, & Rorabeck, 2007).

Malgré le succès attribué à l'évolution de ce type d'intervention, la présence des composants métalliques beaucoup plus rigides que les tissus osseux induit des complications à long terme résultant de la perturbation de la sollicitation mécanique naturelle des os (Ridzwan, Shuib, Hassan, Shokri, & Ibrahim, 2007). Le phénomène indésirable observé correspond à la déviation des contraintes (*stress shielding* en anglais) dans l'os et ceci perturbe les mécanismes biologiques de maintenance de la masse osseuse qui sont habituellement stimulés par les cycles de sollicitations mécaniques de nos activités de mobilité quotidienne (Ozcivici et al., 2010).

Ultimement, la résorption osseuse s'installe et mène au descellement aseptique de l'implant ou à l'augmentation des risques de fracture de l'os hôte et donc au besoin impératif d'une révision de l'implant, c'est-à-dire, de procéder à une nouvelle intervention chirurgicale visant à remplacer l'implant actuel (Szwedowski et al., 2012). Ces éventualités sont particulièrement critiques pour les jeunes patients dont les attentes, le caractère actif et l'espérance de vie défient la durabilité des implantations (Maji, Roychowdhury, & Datta, 2013).

0.2 Solution proposée

En soi, la divergence du comportement mécanique des prothèses par rapport à celui des tissus osseux mine la durée de vie des prothèses totales de la hanche, et ce, notamment pour la tige fémorale. Il est donc approprié de proposer un concept de tige produit à partir d'un matériau plus souple qui cible les propriétés mécaniques des tissus osseux. La solution envisagée dans le présent document implique la conception d'une tige fémorale métallique intégrant une structure poreuse et la quantification de la réduction de sa rigidité ainsi que sa capacité à réduire la résorption osseuse dans le fémur. Les travaux de recherche sur de telles structures poreuses permettent d'envisager des implants qui rencontrent les caractéristiques mécaniques désirées en raison d'une rigidité inférieure, mais qui offrent également une fixation robuste via l'ostéo-intégration à travers un réseau de pores interconnectés en plus de permettre les fonctions vasculaires nécessaires pour l'acheminement des composés organiques aux tissus avoisinants.

0.3 Objectif de recherche

L'objectif de recherche global est segmenté en deux volets qui sont traités successivement par les objectifs spécifiques suivants :

1. Créer et valider un modèle numérique d'une tige fémorale intégrant une structure poreuse ordonnée et le valider expérimentalement.
2. Développer et valider expérimentalement un modèle numérique d'un fémur implanté avec la tige fémorale poreuse pour connaître ses indices de résorption osseuse après l'implantation.

0.4 Organisation du mémoire

Le premier chapitre de ce mémoire présente une revue de la littérature qui porte sur certains des facteurs à considérer lors de la conception d'une tige fémorale à rigidité réduite en y intégrant des structures poreuses. Cette revue permet de dresser une liste relativement critique des alternatives ou fonctionnalités désirées lors de la conception d'une telle tige. Par la suite, au deuxième chapitre, un premier article aborde la modélisation, la simulation et la validation expérimentale de la tige fémorale poreuse. Cet article vise à quantifier le gain en flexibilité d'un concept de tige poreuse comparativement à sa version entièrement dense. Au troisième chapitre, l'article numéro 2 introduit l'élaboration d'un modèle in vitro de l'implantation de la tige. L'objectif de ce deuxième article se situe au niveau de sa validation expérimentale et de l'évaluation des métriques de résorption osseuse en surface du fémur hôte de la tige fémorale. À la toute fin, une discussion et conclusion générale relie les trois premiers chapitres du mémoire et présente une liste de recommandations non exhaustives pour la suite de ce projet de recherche.

Article 1 : Une tige fémorale incorporant une structure cellulaire basée sur l'architecture du réseau atomique cristallin du diamant.

Le chapitre 2 présente l'article intitulé : « *Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure : design, manufacture and testing* » par B. Jetté, V. Brailovski, M. Dumas, C. Simoneau et P. Terriault, publié dans Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, vol 77 (2018) p. 58-72.

Article 2 : Développement et validation in vitro d'un modèle numérique simplifié pour la conception d'une tige fémorale biomimétique.

Le deuxième article est présenté au chapitre 3 de ce mémoire et a pour titre : « *Development and in vitro validation of a simplified numerical model for the design of a biomimetic femoral stem* » par B. Jetté, V. Brailovski, C. Simoneau, M. Dumas et Patrick Terriault, publié dans Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, vol. 77 (2018) p. 539-550.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 La prothèse totale de la hanche (PTH)

1.1.1 Concept et fonctionnalité

La prothèse totale de la hanche conventionnelle se compose, dans tous les cas, d'une coquille acétabulaire métallique fixée à l'os du bassin où la tête fémorale du fémur se retrouve habituellement (voir la Figure 1.1). Dans cette coquille, on y retrouve un insert cotyloïdien (qui peut être fabriqué à partir de céramiques, métaux ou de polymères) qui vise à épouser avec un minimum de friction, une tête fémorale sphérique (fait de métal ou de céramique) fixée à l'extrémité supérieure (proximale) d'une tige métallique logée au centre de l'axe du fémur. Les fonctionnalités de base désirées avec cet implant, dénommée tige fémorale, comprennent un transfert des charges mécaniques depuis la tête fémorale vers la structure osseuse avoisinante du fémur ainsi que l'établissement de la stabilité et consolidation de l'ensemble tête fémorale – tige fémorale – fémur (Bahraminasab & Farahmand, 2017).

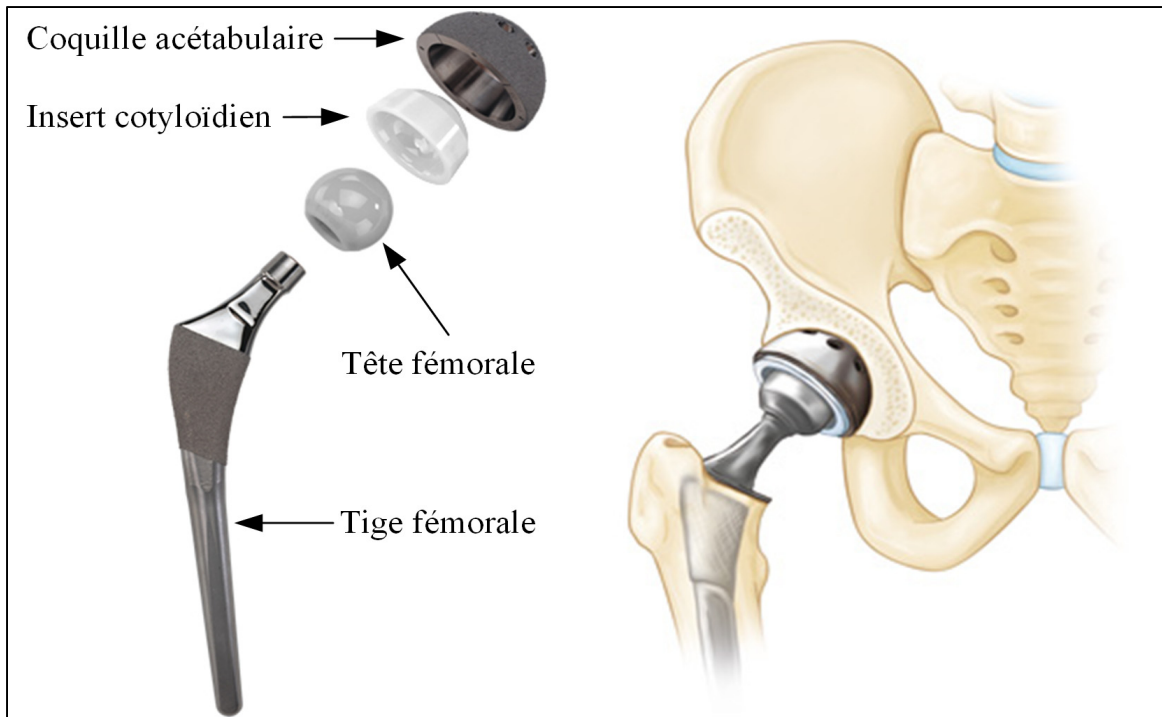


Figure 1.1 Éléments de base constituant l'assemblage d'une prothèse totale de la hanche
Adaptée de (Bahraminasab & Farahmand, 2017)

Plusieurs variantes de tiges fémorales existent et sont rendues disponibles aux chirurgiens orthopédiques dont les principales catégories se distinguent par les tiges cimentées, qui sont fixées dans le fémur par l'ajout d'un ciment entre la tige et le tissu osseux, ou encore les tiges non cimentées, étant directement en contact avec l'os (Kim & Yoo, 2016). Lors de l'implantation, les tiges fémorales non cimentées sont initialement stabilisées par un ajustement pression entre l'implant et les tissus osseux avoisinants. Le succès de la stabilité à long terme et de l'élimination des risques de descellements aseptiques implique nécessairement de consolider la liaison entre l'os et l'implant le plus rapidement possible (Z. Wang et al., 2017).

1.1.2 Enjeux de durée et de qualité de vie

Étant victime de leur succès, les prothèses totales de la hanche sont prescrites à des personnes de plus en plus jeunes qui sont aux prises avec des symptômes de douleurs arthritiques à la

hanche, et ce, sous le prétexte du maintien de leur qualité de vie et de leur mobilité (Pivec, Johnson, Mears, & Mont, 2012). Ces patients, étant nécessairement plus actifs que les aînés, sollicitent davantage les prothèses et présentent ultimement le besoin de recevoir des implants dont la durée de vie dépasse minimalement leur propre espérance de vie (Mirza et al., 2010). Malheureusement et dans bien des cas, la durée de vie effective de l'implantation des prothèses totales de la hanche est insuffisante. Pennington, Grieve, et van der Meulen (2015) estiment le nombre d'années de vie pondérée par la qualité, de l'anglais *quality adjusted life years (QALY)*, à près de 9 années pour les prothèses totales de la hanche. Concrètement, lorsque cette durée est atteinte, le patient moyen voit sa qualité de vie diminuer en raison des complications associées à son traitement. D'ailleurs, la Figure 1.2 illustre la tendance d'un besoin de révision précoce des prothèses totales de la hanche chez les patients âgés de moins de 50 ans. Dans les faits, il y a eu plus de 50 000 implantations répertoriées de prothèses totales de la hanche au Canada en 2014-2015 et le nombre de révisions des prothèses avoisine les 10% de ces interventions (CIHI, 2017).

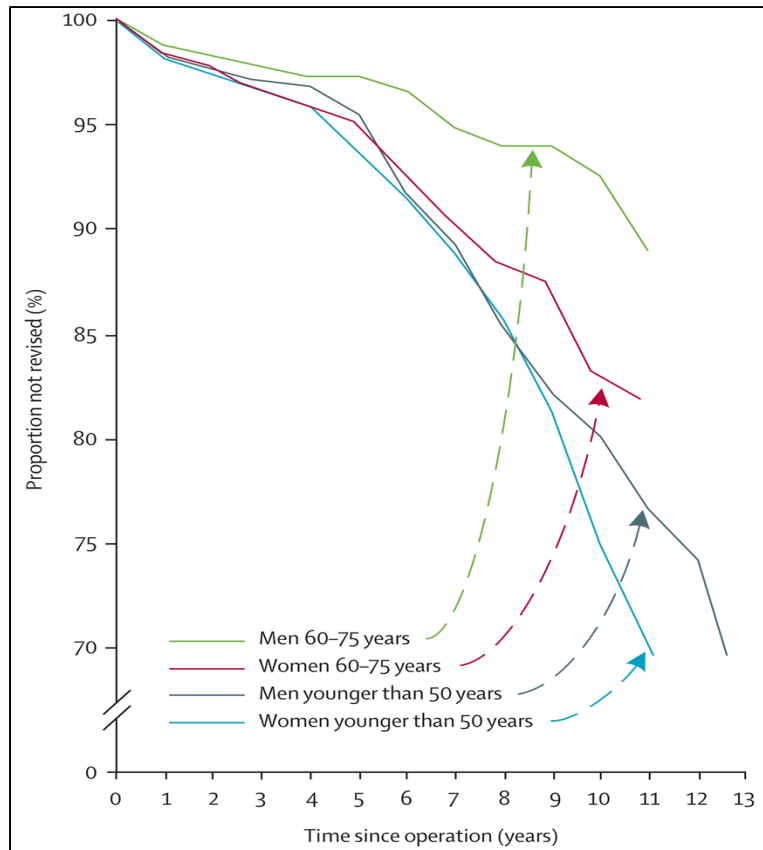


Figure 1.2 Taux de succès des implantations de prothèses totales de la hanche en fonction du nombre d'années après l'opération. Adaptée de (Learmonth et al., 2007)

1.1.3 Complications intrinsèques

Idéalement, un implant orthopédique doit présenter des caractéristiques mécaniques avoisinantes à celles des os pour éviter des effets et complications indésirables (Amir A. Zadpoor, 2017). Un de ces effets, étant originaire de la différence de rigidité existant entre les os et les implants, est celui de la déviation des contraintes qui est associée à un déchargement anormal de l'os hôte de l'implant (M. Niinomi & Nakai, 2011). Il faut noter que les métaux biocompatibles employés dans la fabrication des implants sont beaucoup plus rigides que les os. Intrinsèquement, les os sains sont soumis à différents schémas et amplitudes de chargement et adaptent leurs structures internes au fil du temps pour satisfaire les besoins de rigidité et de résistance, et ce, en utilisant un minimum de masse osseuse (Cowin, 1986). La déviation des

contraintes découlant de l'introduction d'un implant signifie que certaines zones de l'os hôte sont anormalement sous-sollicitées et s'ensuit d'une résorption osseuse et du descellement éventuel de l'implant dans sa cavité (voir Figure 1.3). Une telle réaction en chaîne affecte négativement la longévité fonctionnelle et sécuritaire de la prothèse (Tan et al., 2017).

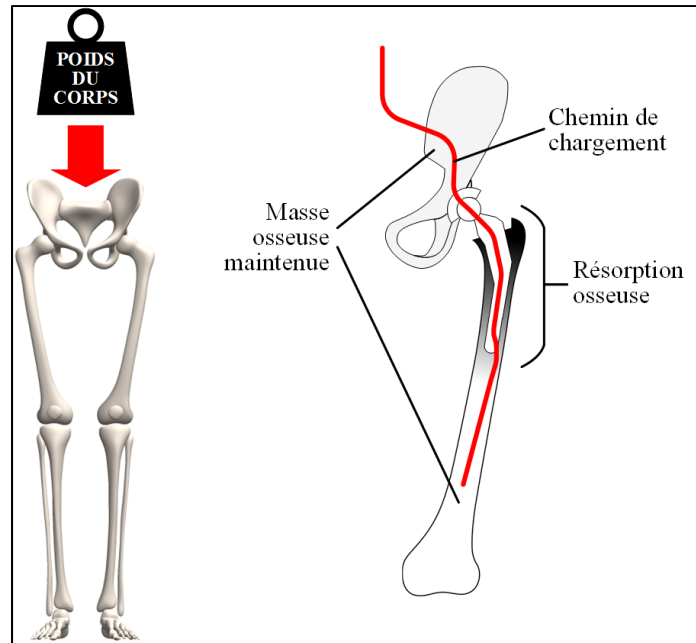


Figure 1.3 Représentation schématique simplifiée de la déviation des contraintes et de la résorption osseuse
Adaptée de (Ridzwan et al., 2007)

La conception des pièces des prothèses avec des matériaux denses et homogènes compromet, à certains égards, les nombreuses fonctions désirées des implants telles que la biocompatibilité, l'ostéo-intégration, la résistance mécanique, la résistance à la corrosion et à l'usure, la rigidité, et la durabilité en fatigue (Bahraminasab & Farahmand, 2017). Par ailleurs, les implants non cimentés nécessitent une stabilité hâtive procurée conventionnellement par la croissance osseuse à la surface de l'implant (Tan et al., 2017). En fait, les implants fabriqués à partir de métaux biocompatibles non traités en surface sont bio-inertes et ne provoquent pas de réaction dans l'organisme. Conséquemment, les caractéristiques de bioactivité désirées pour l'ostéo-intégration sont atteintes avec des revêtements qui, d'une part, doivent être biocompatibles afin d'éviter les réactions inflammatoires et, d'autre part, permettre aux cellules génératrices de

masse osseuse (ostéoblastes) à adhérer, proliférer sur la surface de l'implant, et être stables sous l'application des contraintes physiologiques liées aux chargements (Z. Wang et al., 2017). Mécaniquement, les implants présentant des surfaces entièrement lisses ne sont pas stables dans les cavités osseuses et différents procédés sont employés afin d'augmenter la rugosité surfacique des implants comme le frittage de microbilles, le recours à des maillages de fibres métalliques ou encore le recouvrement par des composés tel que l'hydroxylapatite. Néanmoins, l'augmentation de la rugosité avec les méthodes précédentes comporte des limitations puisque la stabilité des implants supportant des charges importantes est toujours insatisfaisante notamment pour les joints artificiels destinés aux membres inférieurs qui sont sujets à des contraintes considérables et répétées. Par ailleurs, les revêtements poreux résultants des procédés susmentionnés présentent des lacunes tels que des topographies souvent aléatoires qui font apparaître des cavités borgnes ou même des pores isolés qui ne sont pas propices pour la croissance osseuse (Z. Wang et al., 2017).

Malgré tout, les options de modification de surface des tiges fémorales ont permis plusieurs observations cliniques de fixations satisfaisantes liées à la croissance osseuse (Zysset, Edward Guo, Edward Hoffler, Moore, & Goldstein, 1999). Cependant, de tels revêtements sur les implants métalliques denses et relativement rigides mènent inévitablement au phénomène de déviation des contraintes et ultimement à la résorption osseuse tel que mentionné précédemment. De surcroît, les patients éprouvent parfois des douleurs aux cuisses (*thigh pain*) associées à la différence de rigidité entre les implants et les os (Learmonth et al., 2007; Tan et al., 2017). En somme, les implants orthopédiques idéaux doivent supporter les charges découlant des activités quotidiennes tout en étant constitués de matériaux qui présentent des propriétés mécaniques avoisinantes à celles des os où ils sont implantés.

1.2 Caractéristiques des tissus osseux dans un contexte d'implantation

La présente section aborde le cadre des mécanismes de croissance osseuse afin de présenter les principes de base qui gouvernent l'ostéo-intégration des implants orthopédiques. Les

concepts biomécaniques de l'interaction des os avec les implants sont présentés dans un premier temps tandis que les notions de remodelage osseux sont abordées par la suite.

1.2.1 Concepts et fonctionnalités désirées

D'abord, il faut noter que le squelette soutient essentiellement les mouvements et, de par sa sensibilité, s'adapte à son environnement mécanique au fil du temps. Par ailleurs, les tissus osseux sont organisés hiérarchiquement avec des structures de niveaux macroscopique et microscopique qui coexistent à des proportions variées dans le corps, et ce, afin de s'adapter aux charges fonctionnelles (Hart et al., 2017).

En possédant les duretés et rigidités les plus élevées du corps humain, les os supportent des contraintes de tension et compression considérables. Leurs caractéristiques physiques leur permettent de protéger les organes internes des dommages éventuels causés par des impacts externes et de fournir une structure permettant la locomotion. Essentiellement, la résistance mécanique des os doit permettre de supporter les charges corporelles internes liées à la masse corporelle et les mouvements quotidiens qui sont transmis par les contractions musculaires (Z. Wang et al., 2017). Dans le contexte des prothèses destinées à substituer entièrement ou partiellement les os, ces sollicitations cycliques impliquent des résistances en fatigue importantes (Bai et al., 2010). En fait, les substituts synthétiques des os doivent nécessairement remplir les mêmes fonctions fondamentales que ces derniers peuvent offrir.

1.2.2 Remodelage osseux

Les processus de formation, de régénération et de dégradation des tissus osseux sont stimulés par les déformations mécaniques résultant de contraintes mécaniques qui découlent notamment des contractions musculaires, des impacts dus aux chocs externes et des forces gravitationnelles. En particulier, les cellules osseuses sont sensibles aux déformations locales perçues dans les épisodes de chargement des activités quotidiennes de la vie. Biologiquement, les déformations ne sont pas ressenties et traduites uniformément à l'échelle cellulaire. Conséquemment, l'évolution de la structure osseuse dépend des facteurs des chargements

mécaniques comme l'environnement de déformation, l'amplitude de ces déformations, la vitesse de déformation, la distribution, le nombre de cycles de déformation et des périodes de repos exemptes de sollicitation (Hart et al., 2017).

L'interaction des contraintes et déformations fournit des indices du comportement et des propriétés mécaniques des os lorsqu'ils sont soumis à des chargements connus. En d'autres termes, les caractéristiques des contraintes-déformations diffèrent entre les différents tissus osseux en ce qui a trait à leurs architectures microscopiques respectives. En effet, l'os cortical, étant plus rigide et dense que l'os trabéculaire, peut supporter des contraintes plus élevées (100-230 MPa), mais moins de déformations avant rupture ($\approx 2\%$). Inversement, la nature intrinsèque poreuse de l'os trabéculaire permet une plus grande flexibilité comparativement à l'os cortical et supporte des contraintes apparentes moins importantes (2-50 MPa), mais de plus grandes déformations avant rupture ($\approx 50\%$) (Vigliotti & Pasini, 2012; X. Wang et al., 2016).

L'amplitude des déformations subies par les os, et qui sont dues aux contractions musculaires et les forces gravitationnelles, fait partie des facteurs qui influencent particulièrement l'adaptation osseuse (Figure 1.4). Étant conceptuellement équivalente à un mécanostat, la boucle d'asservissement de contrainte-déformation présente dans les os peut mener à la formation, la régénération (maintien homéostatique) ou la résorption de la masse osseuse. Ce mécanisme sert à modifier l'os afin de supporter les sollicitations mécaniques. Par conséquent, un niveau minimal de déformation efficace est requis pour maintenir la masse osseuse. Si l'amplitude des déformations est en dessous d'un certain seuil, la résorption se produit pour éliminer la masse osseuse superflue. Inversement, l'augmentation de la masse osseuse se produit si l'amplitude des déformations est plus élevée que le seuil de déformation donné afin de consolider l'os.

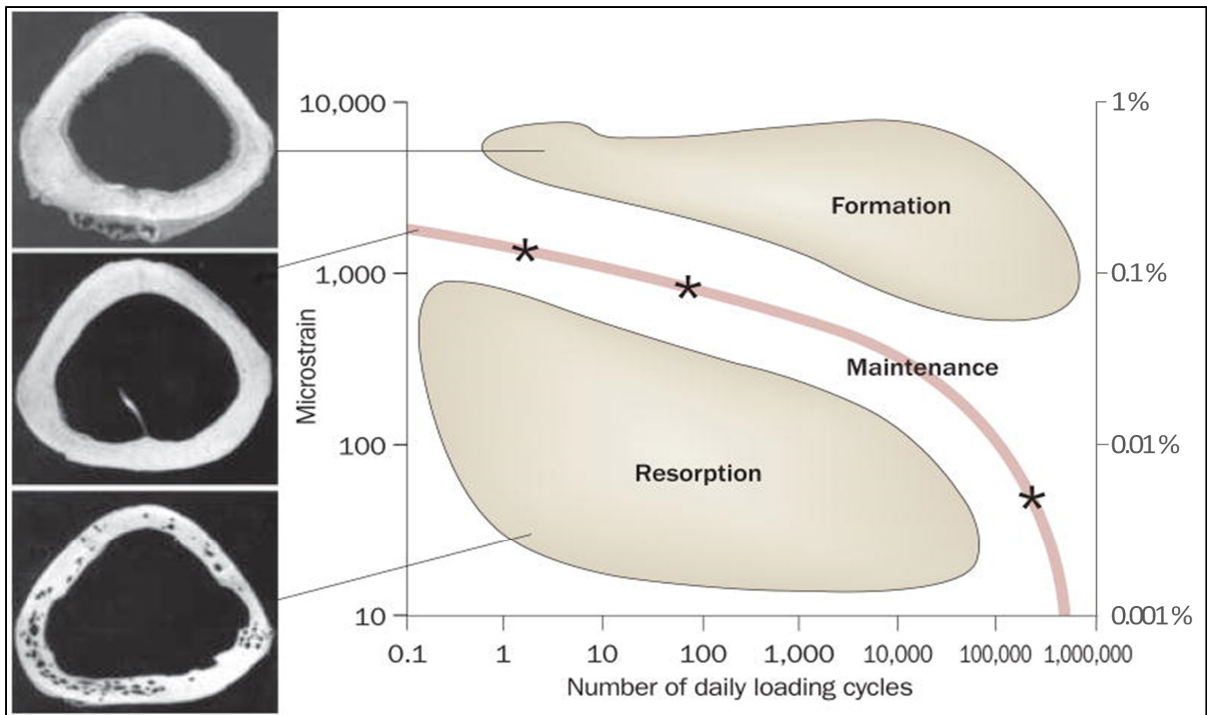


Figure 1.4 Relation d'interdépendance existant entre les mécanismes de remodelage et de maintenance des tissus osseux et les amplitudes et fréquences des chargements mécaniques
Adaptée de (Ozçivici et al., 2010)

En ce qui concerne la porosité des os, elle devrait être restreinte, lorsque possible, aux cavités requises pour les fonctions biologiques telles que la vascularisation, l'emmagasinage de la moelle osseuse, la production de cellules sanguines et les processus de remodelage osseux. Dû à leurs architectures et fonctionnalités différentes, les densités et ratios de surface par rapport au volume total, ou *surface-to-volume ratio* (STVR) en anglais, corréleront peu entre les os trabéculaires et corticaux. En soi, ces caractéristiques sont définies par des mécanismes génétiques distincts et influencent le comportement global des os, et ce, notamment en ce qui concerne leur résistance. D'ailleurs, $\approx 60\%$ de la densité des portions trabéculaires et $\approx 40\%$ de la densité des portions corticales sont prédéterminés génétiquement par des génomes uniques (Hart et al., 2017).

1.2.3 Synthèse à propos des tissus osseux

En somme, les os représentent des structures complexes et hiérarchiques comportant différentes couches de biomatériaux permettant d'atteindre des requis antagonistes. Spécifiquement, le matériau (propriétés) et les caractéristiques (géométriques) des os déterminent implicitement leur comportement lors des sollicitations mécaniques, traduisant ainsi leurs performances face aux déformations et contraintes en une rigidité mécanique et une résistance structurale du squelette. Les propriétés des os sont variables dans le temps et orthotropes en présentant notamment une résistance et une rigidité accrue dans la direction où ils sont majoritairement sollicités (Hart et al., 2017).

1.3 Matériaux poreux architecturés pour applications d'implants biomimétiques

1.3.1 Caractéristiques désirées des matériaux et structures pour la PTH

Tel que mentionné dans l'introduction, une des avenues envisagées pour contrer les problèmes de déviation des contraintes mentionnés à l'égard des tiges fémorales est le recours aux structures métalliques poreuses qui permettent de réduire la rigidité globale des implants tout en conférant une topographie favorable à la croissance osseuse ainsi qu'une fixation rapide et durable. À cet effet, un implant présentant une porosité ou une perméabilité adéquate permet notamment d'acheminer aux tissus environnants les nutriments cellulaires ou d'évacuer les sous-produits résultants du maintien ou de la régénération de la masse osseuse. Nécessairement, cet implant doit présenter un comportement qui rencontre simultanément les requis de la perméabilité pour la croissance osseuse et ceux de la résistance mécanique postopératoire ainsi que de l'endurance mécanique en fatigue, et ce, jusqu'aux termes de la vie du patient. Cependant, de tels requis sont antagonistes et doivent conséquemment être balancés, car ils dépendent vraisemblablement tous les deux de la quantité de matériau (porosité) et de la topologie de la structure qui constituent l'implant poreux (Tan et al., 2017).

Conceptuellement, les matériaux cellulaires poreux sont des composites qui possèdent une première phase solide formée par un réseau de membrures interreliées et une autre phase

occupée par du vide ou un fluide (Lakes, 1993). Ces solides cellulaires sont caractérisés par la répétition, périodique ou non, d'une cellule unitaire type. Les cellules unitaires étant dimensionnées à l'échelle millimétrique ou microscopique permettent de voir ces solides en tant que structures et en tant que matériaux dont les propriétés mécaniques macroscopiques, telles que la résistance à la compression et le module d'élasticité, sont définies en fonction du matériau de base et de leur structure (Ashby, 2006).

Les structures cellulaires à porosité ouverte peuvent être issues de différents concepts de topologies. Ces concepts peuvent également varier en termes de porosité, de taille de pores, d'épaisseur de membrures, de forme/topologie, d'orientation de la cellule unitaire, etc. Par ailleurs, l'engouement pour les avantages projetés par les implants orthopédiques poreux justifie les démarches d'optimisation des structures pour : (1) promouvoir la croissance osseuse conférant une fixation robuste, (2) maximiser la capacité à supporter les charges et (3) obtenir des propriétés mécaniques macroscopiques similaires à celles des os humains afin de minimiser les phénomènes de déviation des contraintes (Tan et al., 2017). Nécessairement, les propriétés macroscopiques de la rigidité et de la résistance diminuent avec l'augmentation de la porosité qui, du coup, entraîne l'accroissement de la perméabilité de la structure (Figure 1.5). Par ailleurs, la dégradation des propriétés mécaniques peut être drastique lors de la diminution de la taille des membrures, et ce, en raison des limitations technologiques (Parthasarathy, Starly, Raman, & Christensen, 2010).

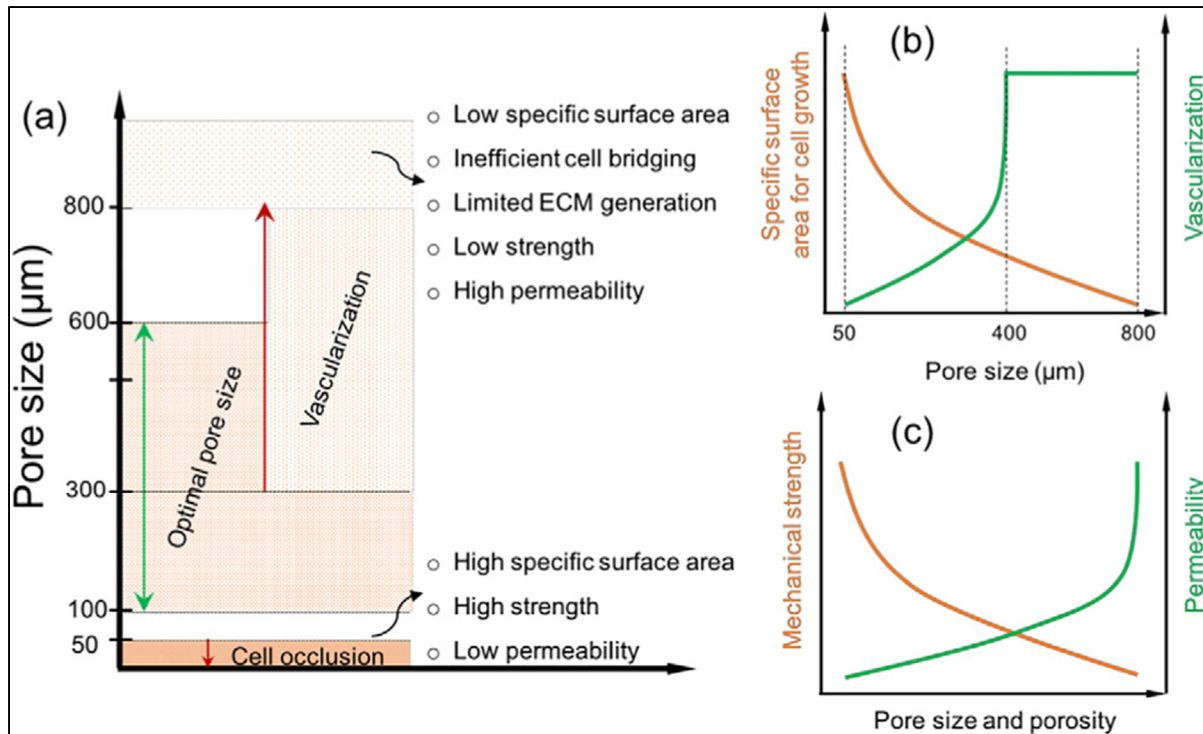


Figure 1.5 (a) Graphique de l'influence de la taille des pores sur la structure destinée à la croissance cellulaire, (b) variation de la surface spécifique pour la croissance des cellules et la vascularisation de la structure avec la taille des pores, et (c) variation de la résistance mécanique et de la perméabilité de la structure en fonction de la taille des pores et de la porosité. Tirée de (Tan et al., 2017)

1.3.2 Procédés de fabrication des matériaux cellulaires métalliques architecturés

L'accent sur la rapidité, la précision, la flexibilité et la réduction de la consommation est au cœur des intérêts manufacturiers actuels et les technologies de fabrication additive (FA) adhèrent à ces principes (I. Gibson, Stucker, & Rosen, 2015; Gu, 2015). Tandis que les procédés de fabrication conventionnels, tels que l'usinage qui consistent à enlever de la matière à partir de blocs bruts, la FA repose sur la construction de pièces en ajoutant ou consolidant un matériau couche par couche aux endroits nécessaires et qui sont définis par un modèle numérique tridimensionnel (ASTM F42 Committee, 2012; Gu, 2015). La capacité de fabrication à la forme ou géométrie quasi finale (*near net shape*) permet une utilisation minimale de matériau, ceci excluant les structures de support nécessaires lors de la fabrication. Ce concept permet de réduire considérablement les résidus de fabrication comparativement

aux procédés d'usinage, tout comme la réduction des délais de production et l'outillage nécessaire, et ce, en plus d'introduire des économies substantielles (I. Gibson et al., 2015). Les différents procédés additifs sont disponibles pour plusieurs types de matériaux, dont les polymères, les métaux, les céramiques et même certains types de composites (Gebhardt, 2012).

La FA présente des avantages particuliers pour le secteur biomédical et plus particulièrement en ce qui concerne la production de structures de poreuses métalliques pour les implants (Derby, 2012). Habituellement, les implants orthopédiques métalliques conventionnels sont produits en utilisant des procédés d'usinage, de moulage à modèle perdu ou de forgeage. De son côté, la FA offre la possibilité et la viabilité de production de prothèses adaptées et uniques à chaque patient. Cette particularité est difficilement réalisable ou rentable avec les méthodes traditionnelles de fabrication même si celles-ci peuvent vraisemblablement produire toutes les tailles d'implants (Tan et al., 2017). En effet, avec la FA, la forme et la géométrie des implants peuvent être virtuellement et rapidement individualisées afin de garantir un meilleur ajustement, car une des exigences à rencontrer avec les implants orthopédiques est le remplissage adéquat des cavités organiques. Ces requis géométriques et dimensionnels peuvent notamment être définis avec les données tridimensionnelles obtenues avec des balayages de tomodensitométrie (CT) ou d'imagerie par résonance magnétique (IRM) (Hollister, 2005). En outre, une grande variété de concepts de matériaux cellulaires a déjà été produite avec les procédés de FA (X. Wang et al., 2016; Zhang, Fang, & Zhou, 2017).

Une des techniques de FA métallique, la fusion sur lit de poudre, ou *powder bed fusion* (PBF) en anglais, implique une ou plusieurs sources d'énergie prenant la forme de faisceau(x) projeté(s) sur un lit de poudre et qui le balaye(nt) afin de fusionner et consolider localement une tranche (ou couche) de la pièce (Tan et al., 2017). Ces systèmes sont normalement constitués de deux zones distinctes et qui sont contenues dans un espace à atmosphère contrôlée; l'une des zones étant la réserve de matériau et l'autre étant l'endroit où les pièces sont construites sur une plateforme élévatrice. Un système mécanique est employé pour étendre uniformément la poudre sur la plateforme de fabrication où sont construites les pièces. À chaque nouvelle couche de poudre, la source d'énergie est employée pour générer un bain de

fusion balayant ainsi un parcours prédéterminé. À la fin du parcours, la plateforme de fabrication est abaissée d'une épaisseur constante puis recouverte à nouveau avec de la poudre, et ce, de façon cyclique jusqu'à la fin de la fabrication (I. Gibson et al., 2015). Au terme de la production, la poudre non fusionnée est mise de côté et la plateforme de fabrication, étant maintenant rattachée aux pièces construites, est retirée du système. La poudre non fusionnée peut normalement être réutilisée pour les productions subséquentes. Les étapes qui suivent comprennent généralement des traitements thermiques, le détachement des pièces depuis la plateforme de fabrication et la finition des pièces produites (I. Gibson et al., 2015; Z. Wang et al., 2017).

Pour la majorité des systèmes de fusion sur lit de poudre, des lasers à haute puissance sont utilisés en guise de source d'énergie. La précision du laser est limitée à 50-100 μm , ce qui est généralement acceptable pour produire des structures à l'échelle microscopique (Concept Laser GmbH, 2017; Z. Wang et al., 2017). La puissance laser, la vitesse de balayage, l'espacement des parcours et l'épaisseur des couches sont les paramètres de base qui influence la qualité et le fini de surface des pièces ainsi produites avec ces systèmes. Les propriétés mécaniques et la microstructure des matériaux résultant de ce procédé sont intimement dépendantes de ces paramètres (Kreitchberg, Brailovski, & Prokoshkin, 2018).

D'autres systèmes de fusion sur lit de poudre utilisent des faisceaux d'électrons en guise de source d'énergie. Le faisceau d'électrons implique une chambre de fabrication à atmosphère sous vide en plus du préchauffage du plateau de fabrication à une température ne dépassant pas les 200°C (Tan et al., 2017). Pour les sources de type laser, l'atmosphère de la chambre de fabrication est remplie avec un gaz inerte tel que l'argon ou l'azote dépendamment du matériau de fabrication utilisé, et ce, afin d'éviter la contamination par les constituants atmosphériques lors de la fusion et qui peut compromettre l'intégrité mécanique des pièces (I. Gibson et al., 2015). Néanmoins, les vitesses de fabrication sont généralement plus élevées avec les systèmes utilisant des faisceaux d'électrons dus à une puissance et à une granulométrie du matériau de base plus élevée. La granulométrie, l'épaisseur des couches, la puissance et la vitesse de balayage de la source influencent la taille du bain de fusion consolidant la poudre et définissent

la résolution dimensionnelle des détails pouvant être produits. Règle générale, la granulométrie des matériaux de base se situe entre 20 et 60 μm et les épaisseurs des couches se situent dans l'intervalle de 30 à 100 μm (Murr et al., 2009). Les couches de poudre doivent être planes et uniformes afin de permettre une répétabilité, intégrité et précision des pièces, d'où l'importance d'une granulométrie adéquate de la poudre employée (Tan et al., 2017).

1.3.3 Matériaux candidats pour la production d'implants métalliques poreux

D'une part, la présente section introduit les considérations essentielles pour la sélection du matériau de base en vue de la production d'implants orthopédiques métalliques avec le procédé de la fusion sur lit de poudre afin de permettre l'intégration des structures poreuses. D'autre part, les principaux alliages métalliques envisageables pour la fabrication de ces implants avec le procédé en question sont brièvement abordés dans cette section, dont les alliages à base de titane, tantale, cobalt-chrome-molybdène, les aciers inoxydables et les alliages superélastiques.

En termes de biocompatibilité, il est primordial de considérer la fonction bioactive et la sécurité biologique lors de la sélection du matériau d'un implant (Brailovski & Terriault, 2016). Dans le cas des implants orthopédiques, la propriété de la fonction biologique implique la capacité du matériau à provoquer ou favoriser la régénération osseuse. Parallèlement, la sécurité biologique signifie que le matériau ou ces constituants de base ne représentent pas une substance nocive pour l'organisme (Mitsuo Niinomi, 2010). Avec les métaux, l'éventualité de la corrosion présente un facteur pouvant influencer les caractéristiques mécaniques des implants dans le temps. Par ailleurs, les ions libérés pendant le phénomène de corrosion des implants sont à l'origine des réactions allergiques ou inflammatoires chez leurs hôtes (Z. Wang et al., 2017).

Le premier des matériaux candidats abordés sont les alliages de titane Ti-6Al-4V. Ils se révèlent biologiquement inertes, résistants à la corrosion et possèdent un module d'élasticité relativement faible ($E \approx 110 \text{ GPa}$) bien qu'il soit largement supérieur à celui des tissus osseux. Des alliages à base de titane sont donc fréquemment utilisés pour produire des dispositifs médicaux et c'est le cas notamment pour les implants orthopédiques. Les alliages de titane

offrent de meilleures propriétés mécaniques et biologiques que le titane à l'état pur. Des essais *in vitro*, de même que des essais *in vivo* avec des animaux ont démontré que les structures poreuses à base d'alliages de titane permettent de bonnes adhésions aux os ainsi que des taux de croissance osseuse satisfaisants à l'intérieur des pores (Mohandas, Oskolkov, McMahon, Walczak, & Janowski, 2014; Reach et al., 2007; Z. Wang et al., 2017).

Le tantale (Ta) est un métal inerte biologiquement qui possède une bonne résistance mécanique (Mas-Moruno, Garrido, Rodriguez, Ruperez, & Gil, 2015), mais qui présente une densité ($\rho \approx 16.6 \text{ g/cm}^3$), une rigidité ($E \approx 185\text{-}200 \text{ GPa}$) et un coût plus élevé que les alliages de titane (Mitsuo Niinomi, 2010). Les nombreuses expériences *in vivo* et essais cliniques impliquant le tantale ont démontré un comportement exempt de corrosion et une biocompatibilité adéquate qui mène rarement à des réactions inflammatoires. Par ailleurs, des structures poreuses produites à base de tantale ont présenté des résultats de croissance osseuse satisfaisants donnant lieu à une liaison robuste entre des tissus osseux et des implants (Q. Wang et al., 2015). Des coquilles acétabulaires comportant des portions poreuses produites à partir de tantale sont déjà commercialement disponibles sur le marché, et ce, majoritairement pour les cas de révision des prothèses totales de la hanche (Levine, Sporer, Poggie, Della Valle, & Jacobs, 2006). Les essais et observations de Reach et al. (2007) ont même révélés que les tissus mous tels que les vaisseaux et même les tendons peuvent croître à travers les structures poreuses de tantale.

Les alliages cobalt-chrome-molybdène (CoCrMo) sont largement utilisés pour la production d'implants. Ces alliages présentent notamment les duretés les plus élevées parmi les métaux utilisés pour les dispositifs médicaux et possèdent une résistance mécanique ainsi qu'une endurance face à l'usure appréciable (Z. Wang et al., 2017). Cependant, les qualités bioactives de ces alliages sont sensiblement moins intéressantes comparativement à celle des alliages de titane et leurs modules d'élasticité ($E \approx 210\text{-}240 \text{ GPa}$) sont près du double de celui des alliages Ti-6Al-4V.

Des alliages d'acier inoxydable, tel que le 316L, sont également utilisés commercialement pour la production de tiges fémorale principalement due au coût moindre et aux caractéristiques

biocompatibles de ce matériau. Malheureusement, sa rigidité importante ($E \approx 210$ GPa), légèrement inférieure à celle du CoCrMo, fait en sorte qu'il n'est pas un matériau idéal en ce qui concerne le phénomène de déviation des contraintes (Zheng, Xu, Xu, Cai, & Wang, 2017).

Enfin, les métaux superélastiques, tels que les alliages TiNi ou les alliages de titane bêta exempts de nickel, sont des candidats probants pour la fabrication d'implants puisqu'ils présentent des propriétés mécaniques hors du commun dont, une faible rigidité ($E \approx 50-110$ GPa), une intégrité mécanique conservée sous d'importantes déformations ($\epsilon = 8\%$) en plus de présenter des comportements mécaniques hystérétiques analogues à certains tissus organiques humains (Brailovski & Terriault, 2016). Néanmoins, ces matériaux font toujours l'objet de recherches appliquées et, par conséquent, ne sont pas disponibles d'emblée chez les fournisseurs de matériaux pour les systèmes de fusion sur lit de poudre.

Généralement, la surface externe des implants métalliques qui sont produits à partir des alliages de Ti, Ta et Co présente une couche oxydée et inerte biologiquement qui prévient la corrosion. Malheureusement, des réactions chimiques ou la présence de débris résultant de l'implantation peuvent briser la couche d'oxyde et engendrer des réactions corrosives nocives. Le système immunitaire est activé lorsque des ions métalliques sont libérés dans le corps humain et cela accroît la résorption osseuse menant éventuellement à l'ostéolyse et à la défaillance de l'implantation (Saleh, Touny, Al-Omar, & Saleh, 2016). Un soin tout particulier doit donc être apporté aux états des surfaces des implants tout comme les matériaux de base, et ce, plus particulièrement pour les implants non cimentés tels que les implants poreux destinés à la croissance osseuse (Z. Wang et al., 2017).

1.3.4 Morphologies des structures poreuses potentielles

Généralement, les matériaux poreux peuvent être scindés comme étant stochastiques (irréguliers), tels que les mousses d'expansion, ou ordonnés (réguliers), comme les réseaux cellulaires périodiques (treillis, maillages, etc.) basés sur des cellules unitaires (X. Wang et al., 2016). Les mousses stochastiques à porosité ouverte possèdent des pores de formes et tailles relativement aléatoires ne présentant pas de cellule unitaire type. Les matériaux poreux

stochastiques produits par FA sont fréquemment modélisés en utilisant des données d'imagerie de tomodensitométrie de matériaux biologiques ou de mousses synthétiques déjà existantes, ou encore, en utilisant des algorithmes de modélisation directe visant l'obtention de paramètres morphologiques spécifiques (Charles Simoneau, Terriault, Rivard, & Brailovski, 2014). La structure des mousses stochastiques est généralement hétérogène, causant ainsi une distribution plus ou moins uniforme des propriétés mécaniques où les zones présentant la rigidité et la résistance minimale limitent le comportement global des mousses (Ashby, 2006). À cet effet, les équations mathématiques décrivant l'évolution des propriétés de l'élasticité et de la résistance mécanique des matériaux poreux stochastiques témoignent que ces propriétés peuvent diminuer drastiquement lorsque les porosités sont élevées (Tan et al., 2017).

L'aspect négatif du comportement hétérogène des matériaux poreux stochastiques peut être évité en optant pour les matériaux poreux cellulaires ordonnés, car ces dernières présentent un degré d'organisation et d'homogénéisation qui permet notamment de les modéliser par la répétition régulière de cellules unitaires. La principale méthode de conception de ces structures, destinées à être produites par FA, consiste à sélectionner une cellule unitaire type parmi un assortiment donné, et de la répéter dans l'espace tridimensionnel. Plusieurs de ces structures ont été produites et testées en passant par les cellules unitaires simples qui reposent sur les prismes cubiques et triangulaires tout comme les cellules plus complexes utilisant des squelettes octogonaux, rhombo-dodécaédriques ou encore les modèles des réseaux atomiques cristallins comme celui du diamant (Figure 1.6) (X. Wang et al., 2016). La FA a permis d'accélérer l'étude de ces matériaux cellulaires menant à des niveaux de porosités relativement élevés grâce aux microarchitectures périodiques. Cependant, certaines restrictions liées aux procédés de FA doivent être considérées dans l'élaboration de ces matériaux.

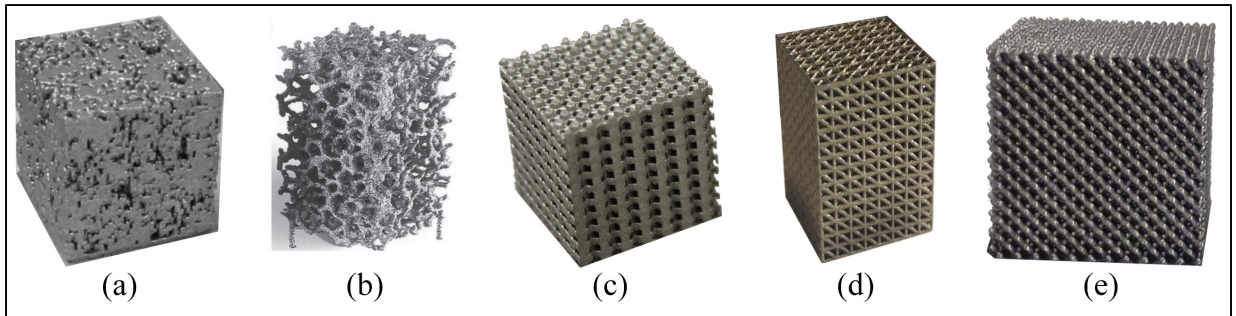


Figure 1.6 Échantillons poreux produits par FA : (a) Structure stochastique modélisée à l'aide d'un algorithme numérique (C. Simoneau, Brailovski, & Terriault, 2016), (b) structure stochastique reproduite à partir de données de tomodensitométrie d'une mousse métallique (Murr et al., 2010), (c) structure poreuse reposant sur une cellule unitaire cubique (Bruno Jetté et al., 2015), structure poreuse basée sur une cellule unitaire cubique fractionnée par des tétraèdres (Arabnejad, Johnston, Pura, et al., 2016), structure poreuse basée sur le réseau atomique cristallin du diamant (Dumas, 2016)

En soi, il est possible d'énumérer 4 caractéristiques essentielles pour une structure poreuse métallique destinée à la croissance osseuse intégrée à un implant : la biocompatibilité des matériaux menant à la croissance naturelle des cellules aux parois de la structure (1), des propriétés mécaniques apparentes comparables à celles des tissus avoisinant l'implant (2), une porosité adéquate pour la croissance des cellules, l'acheminement des nutriments et l'évacuation des débris (3), ainsi que l'obtention d'une topographie de surface favorisant l'adhésion des cellules et leurs proliférations (4) (Hutmacher, 2000; Tan et al., 2017).

1.3.5 Propriétés mécaniques des structures poreuses cellulaires

Tel que mentionné précédemment, il est essentiel de concevoir des implants possédant des propriétés mécaniques similaires à celles des os qui les reçoivent. Cette prémisse sous-entend qu'une telle adaptation permet de prévenir les déviations des contraintes aux endroits où la rigidité importante des implants mène à la résorption osseuse. Il faut également noter que les plages de propriétés mécaniques des os sont relativement étendues en raison des multiples facteurs bio historiques qui régissent la régénération des tissus osseux. Notamment, les propriétés de résistance des os varient avec l'âge et l'emplacement dans le corps (Tan et al., 2017). Par exemple, il est reconnu que les os cortical et trabéculaire possèdent des modules

d'élasticité qui se situent dans les intervalles de 3-30 GPa et 0.02-2 GPa, respectivement (Vigliotti & Pasini, 2012; X. Wang et al., 2016). Les résistances à la compression, pour leurs parts, se situent respectivement dans les intervalles de 100-230 MPa et 2-50 MPa, tel que cité à la section 1.2.2.

La Figure 1.7 permet de noter l'existence d'une disparité du ratio du module d'élasticité / masse volumique entre les matériaux métalliques denses (ex. : acier et titane) et les os (trabéculaire et cortical). Sur ce même graphique, il est possible de voir que le ratio des métaux poreux chevauche partiellement celui des os trabéculaires.

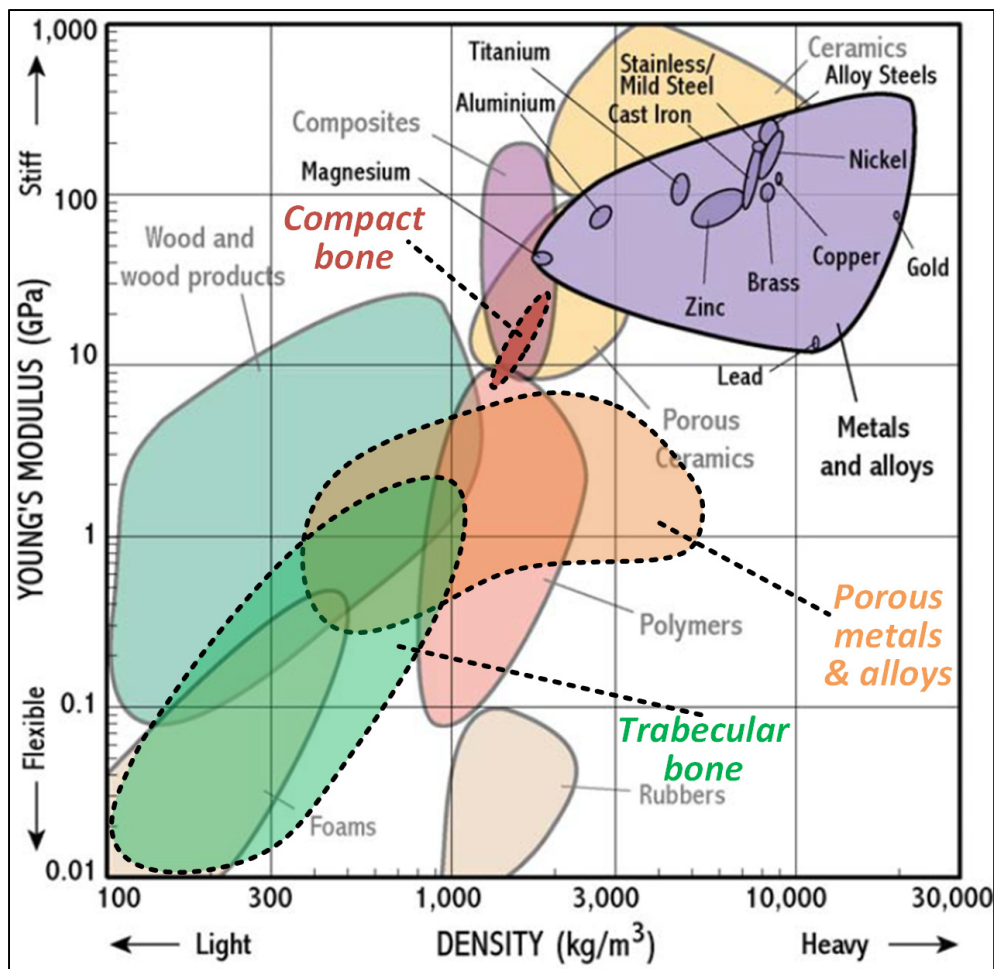


Figure 1.7 Tracé du module d'Young en fonction de la masse volumique pour différents types de matériaux dont les matériaux métalliques poreux,

l'os trabéculaire et l'os cortical.
Adaptée de (L. J. Gibson, Ashby, & Harley, 2010; Wauthle, 2014)

Actuellement, des implants poreux sont généralement utilisés pour des applications orthopédiques afin de corriger des fissures ou cavités. De plus, des études ont montré que des maillages faits de Ti-6Al-4V ont réduit la résorption osseuse comparativement à des cas d'implants denses de même dimension (Harrysson, Cansizoglu, Marcellin-Little, Cormier, & West li, 2008).

Pour répondre aux besoins de conception et d'ingénierie, L. J. Gibson et Ashby (1997) ont proposé des relations de mises à l'échelle générale permettant d'estimer les propriétés mécaniques apparentes des matériaux poreux cellulaires en fonction de la densité relative ρ_r s'exprimant selon :

$$\rho_r = \frac{\rho^*}{\rho_s} \quad (1.1)$$

où ρ^* et ρ_s sont les densités du matériau cellulaire et de la phase solide de la structure, respectivement. Nécessairement, la porosité φ , représentant la fraction volumique des pores sur le volume total considéré, peut être exprimée par $(1 - \rho_r)$. Les équations de mise à l'échelle estimant le module d'élasticité apparent E^* des structures prennent la forme de lois de puissance telle que :

$$E^* = E_s C_1 (1 - \varphi)^{n_1} \quad (1.2)$$

Dans ces lois, E_s est le module d'élasticité de la phase solide. La constante C_1 , ainsi que l'exposant n_1 , dépendent de la géométrie de la cellule unitaire type et de ses caractéristiques de fabrication. Des lois analogues sont employées pour estimer les autres propriétés comme la limite d'écoulement S_y^* :

$$S_y^* = S_{y,s} C_2 (1 - \varphi)^{n_2} \quad (1.3)$$

Auquel cas $S_{y,s}$ est la résistance à l'écoulement de la phase solide, de même que la constante C_2 et l'exposant n_2 dépendent également de la géométrie et des caractéristiques de fabrication tel que mentionné au paragraphe précédent.

Des raffinements à ces équations de mise à l'échelle sont parfois employés afin de bien modéliser les particularités des matériaux cellulaires pour des valeurs de φ avoisinant 0 et 1 (Tan et al., 2017).

Le facteur dominant qui influence les propriétés mécaniques des structures cellulaires demeure l'arrangement spatial et le dimensionnement des membrures. Malgré l'aspect nominal et idéal du modèle tridimensionnel employé pour produire ces structures par FA, la forme des pores, le fini de surface et les épaisseurs réelles des membrures peuvent être imparfaits (Bagheri, Melancon, Liu, Johnston, & Pasini, 2016; Taniguchi et al., 2016; Terriault & Brailovski, 2018; Urlea & Brailovski, 2017).

1.4 Concepts de tiges fémorales présentant des rigidités réduites

Plusieurs avenues de conception peuvent être envisagées pour la conception d'implants à rigidité réduite dont: l'utilisation de matériaux composites à matrice polymérique ou de métaux présentant de faibles modules d'élasticité, et/ou encore, le recours à des géométries ainsi que des structures particulières telles que les matériaux cellulaires. La présente section introduit certains de ces concepts concrets afin d'illustrer les différentes possibilités qui sont avancées pour contrer le problème de déviation des contraintes de la tige fémorale dans le contexte de la prothèse totale de la hanche.

1.4.1 Tiges composites

Dans les années 1970, des tiges fémorales constituées d'une fine âme centrale métallique et d'une épaisse couche de polyoxyméthylène (POM) ont été développées et implantées chez de

nombreux patients dans un contexte non cimenté (Bombelli & Mathys, 1982) (voir la Figure 1.8). La section transversale métallique réduite ainsi que le recours à un matériau polymérique réduit considérablement la rigidité globale de la tige en soi. Malheureusement, ce concept de tige, connu sous la désignation de tige isoélastique, est associé à de nombreuses observations cliniques de fixations déficientes et de ruptures en fatigue de la couche polymérique qui contre-indiquent son utilisation (Niinimäki, Puranen, & Jalovaara, 1994; Yamako et al., 2014).

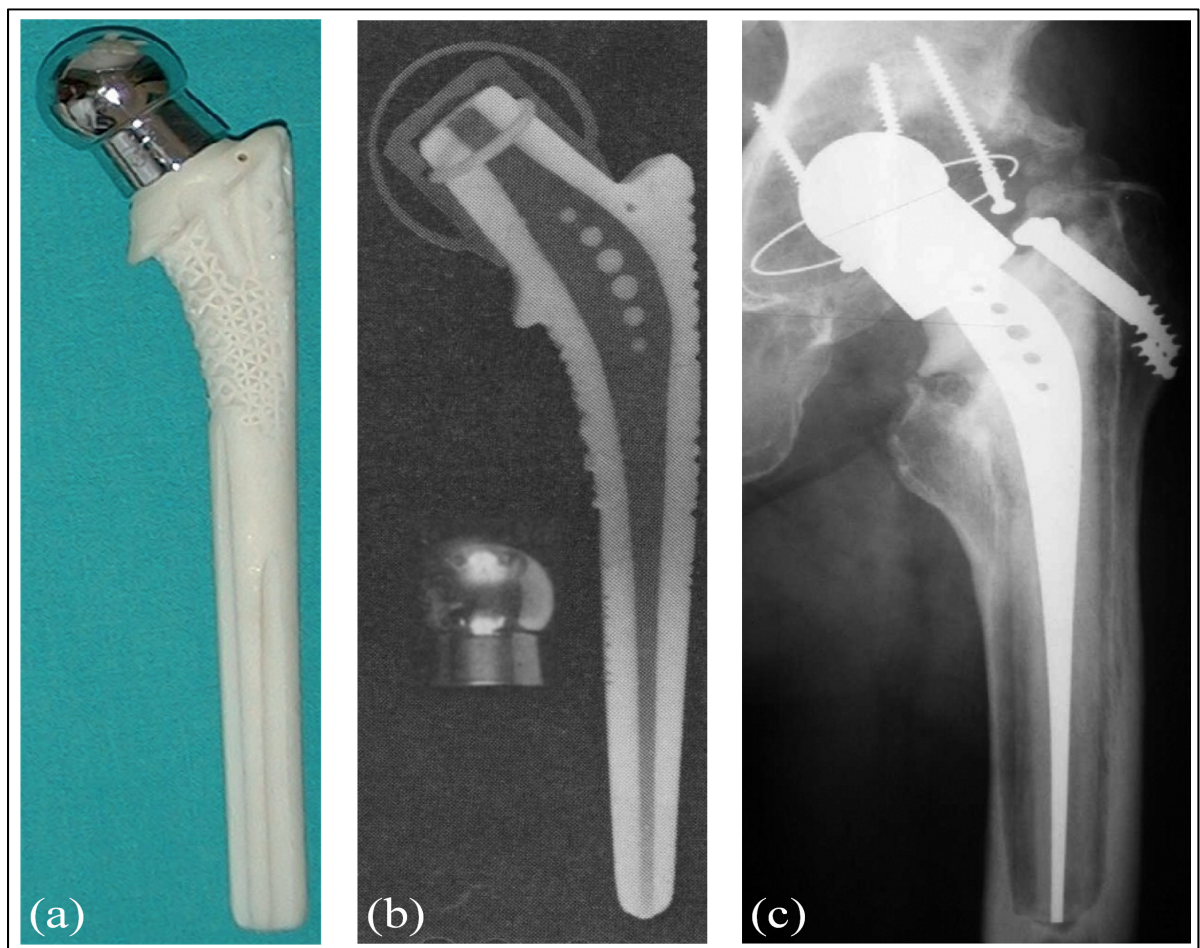


Figure 1.8 (a) Tige isoélastique, (b) Vue en coupe de la tige illustrant l'épaisseur de la couche de polymère et de la tige centrale, (c) Radiographie illustrant l'ostéolyse à l'interface polymère-os après une implantation de 9.7 ans.

(a) & (c) tirées de (Trebse, Milosev, Kovac, Mikek, & Pisot, 2005)

(b) adaptée de (Bombelli & Mathys, 1982)

Une version améliorée des tiges composites existe aujourd'hui tel que le produit Epoch® (Zimmer, Warsaw, Indiana) introduit sur le marché américain en 2002 (voir la Figure 1.9a). Ce produit et sa variante plus récente VerSys® Epoch® sont toujours employés par les chirurgiens orthopédistes actuellement. Ces tiges sont constituées d'une âme centrale de CoCrMo forgée qui est revêtue respectivement d'une couche polymérique de polyaryléthercétone (PAEK) moulée et d'un maillage de fils de titane pur (Akhavan et al., 2006). Bien que les suivis à court et moyen termes de ces tiges soient positifs en ce qui a trait de la conservation de la masse osseuse et de l'ostéo-intégration (Akhavan et al., 2006), il faut souligner que ce concept n'est pas encore parfait due au manque d'endurance des matériaux polymériques employés tels qu'observé par Saltzman, Haughom, Oni, et Levine (2014) (voir les Figure 1.9b et Figure 1.9c). Enfin, les preuves à long terme de ces tiges composites sont nécessaires afin de déterminer le niveau de succès général en ce qui a trait à la diminution significative et définitive de la résorption osseuse liée à la déviation des contraintes (Akhavan et al., 2006).

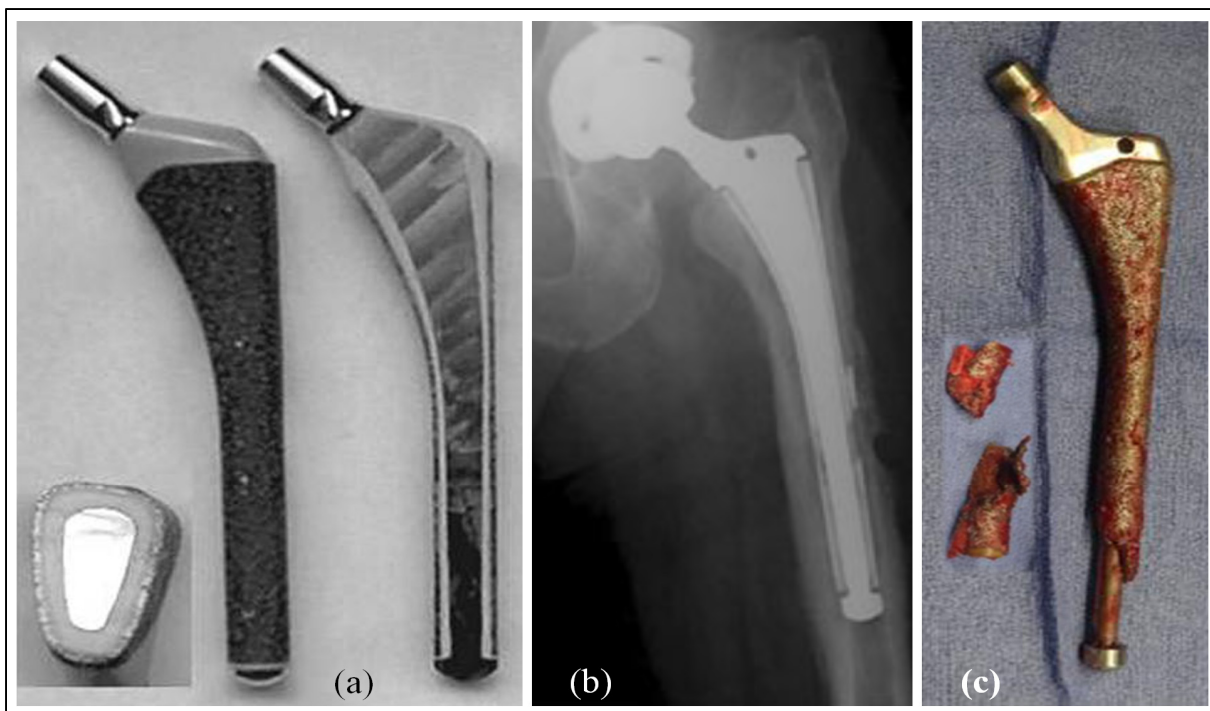


Figure 1.9 (a) Tige fémorale VerSys® Epoch® avec des coupes transversales et longitudinales illustrant la couche polymérique et le revêtement poreux de fils métalliques,

(b) radiographie d'une prothèse illustrant des fragments détachés du revêtement poreux de la tige après 2 années d'implantation, (c) tige VerSys® Epoch® et ses fragments de revêtements après extraction lors d'une révision de PTH.

(a) tirée de (Hartzband et al., 2010), (b) & (c) tirées de (Saltzman et al., 2014).

En contraste avec les mentions défavorables énumérées précédemment, les tiges fémorales cimentées sont des assemblages composites en soi, et ce, en raison de la combinaison de la tige métallique insérée dans la cavité médullaire du fémur remplie de polymère tel que le polyméthacrylate de méthyle (PMMA). De façon générale, autant les meilleurs concepts des tiges cimentées que celles non cimentées possèdent des statistiques de révision satisfaisantes pour des patients relativement âgés et peu actifs (Gerdesmeyer et al., 2016). Malheureusement, les patients plus jeunes, et nécessairement plus actifs, ajoutent des facteurs de risques compromettant la survie à long terme de ces implantations (Gerdesmeyer et al., 2016).

1.4.2 Tiges monolithiques métalliques

Pour réduire l'écart de rigidité entre la tige fémorale et le fémur, des tiges métalliques monolithiques ont été fabriquées en utilisant des alliages présentant de faibles modules d'élasticité. C'est notamment le cas du produit Accolade TMZF® (Stryker Corp., Kalamazoo, MI, É-U) approuvé par la Food and Drug Administration des États-Unis (FDA) pour son utilisation en Amérique en 2000 dans un processus 510(k) (Yang & Hutchinson, 2016). Ces tiges sont fabriquées avec un alliage Ti-Mo-Zr-Fe (β) qui présente un module d'élasticité de 82 GPa, soit $\approx 25\%$ moins élevé que celui de l'alliage Ti-6Al-4V (K. Wang, Gustavson, & Dumbleton, 1993; Yang & Hutchinson, 2016). Malheureusement, le succès de ce produit, en ce qui concerne la résolution du problème de déviation des contraintes, est mitigé, et ce, en raison de son historique d'utilisation relativement court (White et al., 2012) et d'un rappel majeur de ces prothèses en 2012. Ce rappel est cependant lié aux technicités de production des implants et des défaillances en chaîne concernant la dissociation et l'usure prématurée du joint conique entre la tige et la tête fémorale (voir la Figure 1.10b). Conséquemment, cette défaillance résulte essentiellement de la corrosion et de l'arrachement entre les têtes fémorales faites d'alliage CoCr et de la portion conique proximale des tiges (Ko, Chen, Deirmengian, Hozack, & Sharkey, 2016; Morlock, Bunte, Gührs, & Bishop, 2017; Talmo et al., 2014).

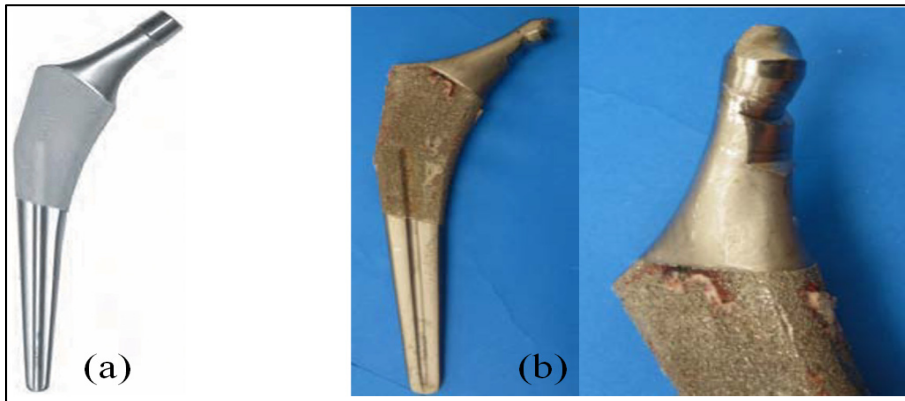


Figure 1.10 (a) Tige fémorale Stryker Accolade TMZF
 (b) Exemple de l'usure du joint conique de la tige fémorale
 (a) adaptée de (Inaba, Ike, Oba, & Saito, 2016)
 (b) tirée de (Walker, Campbell, Della Torre, Brazil, & McTighe, 2016)

Les défaillances rencontrées chez la tige Accolade TMZF® constituent une preuve importante de l'aspect holistique que représente la conception de la prothèse totale de la hanche et que la problématique de la déviation des contraintes n'est qu'un aspect parmi plusieurs autres. Néanmoins, d'autres tiges fémorales métalliques denses employant des métaux à faibles modules d'élasticité sont encore au stade de recherche et développements (Yamako et al., 2014; Yamako et al., 2017).

1.4.3 Tiges à géométrie ou forme atypique

Quelques tiges fémorales ont été conçues en recourant à des sections transversales particulières afin de réduire la rigidité globale. C'est le cas notamment de la tige creuse non cimentée Cenos® (Artos, Berlin, Allemagne) dont les premières implantations datent de 1992 (Schmidt & Hackenbroch, 1994). Cette tige est produite avec des coques antérieure et postérieure forgées à partir de l'alliage Ti-6Al-4V et qui sont mécanosoudées en utilisant la soudure par faisceau d'électrons (voir la Figure 1.11a). Malgré les remarques positives du suivi postopératoire à court terme de Schmidt et Hackenbroch (1994), ce concept semble avoir été abandonné puisqu'il y a peu de publications scientifiques qui traitent de la pérennité de ce concept. Néanmoins, ce produit a toutefois pu servir dans le cadre de recherches appliquées par

l'instrumentation de différents capteurs internes (voir la Figure 1.11b et Figure 1.11c) dans le cadre des travaux de Graichen, Bergmann, et Rohlmann (1999).

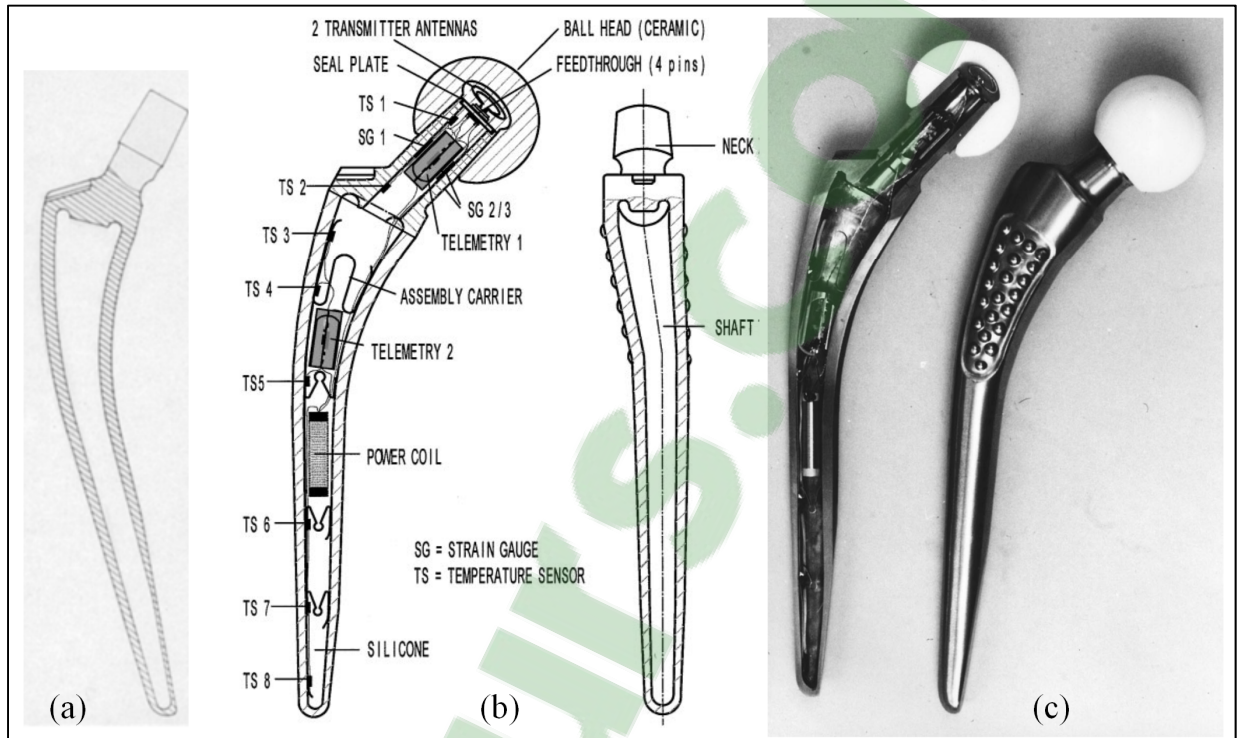


Figure 1.11 (a) Schéma de la coupe antérieure postérieure de la tige Cenos®, (b) schéma de l'instrumentation de la tige Cenos® avec des jauges de déformation et des capteurs de température, (c) représentation réelle de la tige Cenos® instrumentée.
 (a) tirée de (Schmidt & Hackenbroch, 1994), (b) et (c) tirées de (Graichen et al., 1999)

Hormis la tige creuse présentée précédemment, il y a de nombreuses variantes de tiges non cimentées déjà envisagées ou réalisées visant la réduction de la résorption osseuse et qui optent notamment pour des géométries variées telles que des sections transversales évolutives, des longueurs plus ou moins courtes, des profils incurvés ou non, avec ou sans rainures longitudinales, anatomiques ou droites avec des plans inclinés, etc. (Kim & Yoo, 2016; Learmonth et al., 2007; Maji et al., 2013; Ridzwan et al., 2007). La couverture et critique de chacune de ces variantes de tiges sort toutefois du cadre du présent document.

1.4.4 Tiges intégrant des structures poreuses

Enfin, le concept des tiges fémorales intégrant des structures à porosité ouverte ne date pas d'hier puisque de telles tiges fémorales, fabriquées avec un alliage de CoCrMo, sont apparues en 1982 (Maeda, 2010). À titre d'exemple, ces implants, commercialisés sous la marque Spongiosa-metal® (ESKA implants AG/Orthodynamics GmbH, Lübeck, Allemagne), sont produits avec une périphérie importante de pores interconnectés et rattachés à l'âme dense de la tige dont la taille varie entre 800 à 1500 μm et qui présentent une porosité moyenne de 60% (Gerdesmeyer et al., 2016). La Figure 1.12a et Figure 1.12b présentent des exemples de ces implants. Malgré un historique relativement appréciable pour un tel produit, l'adoption de sa conception par les chirurgiens orthopédistes est mitigée par des observations cliniques témoignant de la défaillance de la tige (voir la Figure 1.9c) ou par la persistance de la résorption osseuse (Kishida et al., 2002).

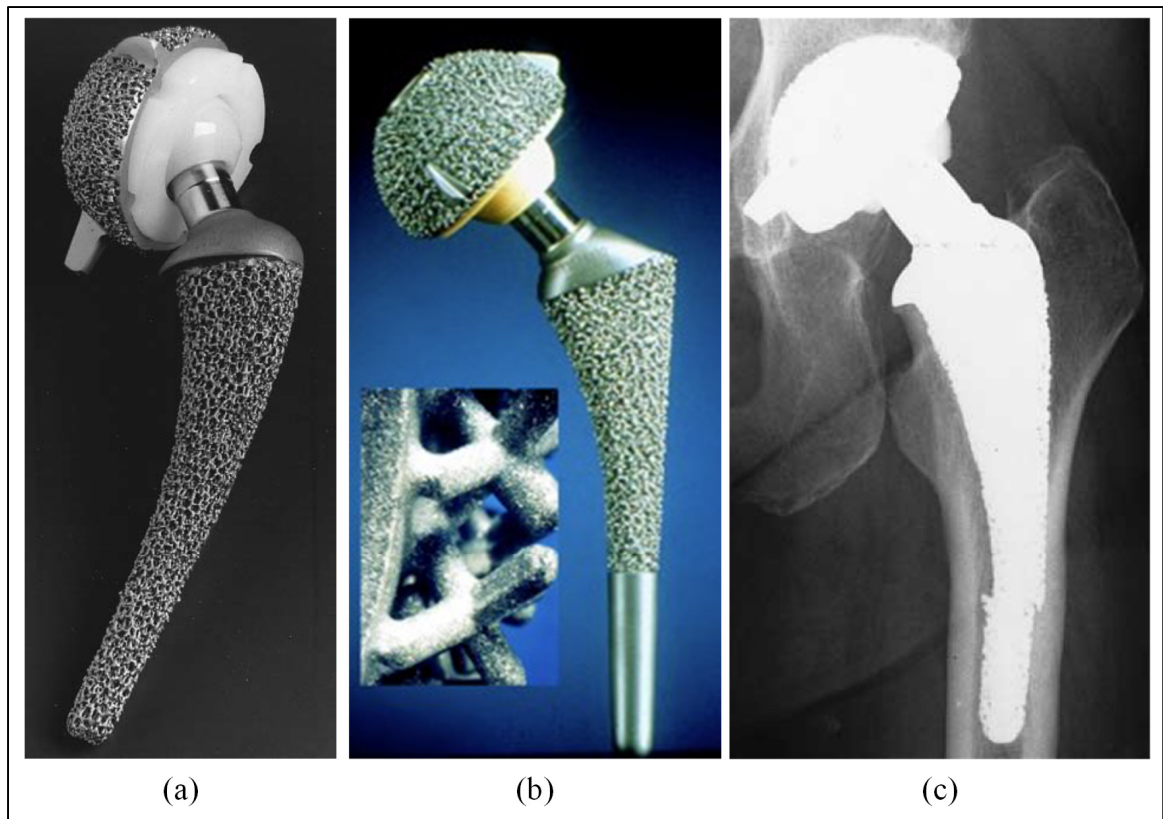


Figure 1.12 (a) Prothèse totale de hanche GHE ESKA/AQ présentant le Spongiosa-metal®, (b) Prothèse totale de la hanche GHE modifiée avec Spongiosa-metal II®, (c) radiographie affichant une tige fémorale GHE distalement sectionnée (a) tirée de (Matsui et al., 1998), (b) tirée de (Gerdesmeyer et al., 2016), (c) tirée de (Kishida et al., 2002).

Malgré tout, et au meilleur de la connaissance de l'auteur, il n'existe pas à ce jour de tige fémorale commerciale intégrant une structure poreuse majeure et ordonnée ou architecturée qui vise à combiner les fonctionnalités de croissance et fixation osseuse en plus de la réduction de la rigidité et de la déviation des contraintes dans l'os (Kim & Yoo, 2016). Actuellement, il y a seulement des brevets ou des publications scientifiques qui sont disponibles à titre d'objectifs de développement vers des tiges fémorales améliorées pour les patients des années à venir. Par ailleurs, la plupart des articles de recherche portant sur de tels prototypes d'implants sont cités dans les chapitres qui suivent.

1.5 Quelques mots sur la croissance osseuse dans les implants poreux

Les os consistent en une coque relativement dense (l'os cortical) renfermant une structure poreuse et spongieuse à l'intérieur (l'os trabéculaire). La croissance osseuse se produit dans les implants cellulaires lorsque les cellules osseuses entrent, s'attachent et migrent à travers le réseau poreux interne. Éventuellement, les cellules grandissent et se multiplient afin de former de la masse osseuse ancrée à l'implant. Au contraire des structures poreuses ouvertes, les implants denses présentant uniquement des surfaces lisses ne stimulent pas la croissance et la régénération osseuse (Ponader et al., 2010).

Pour maximiser les facteurs de croissance osseuse, la perméabilité de la structure doit être élevée afin de permettre aux cellules de migrer et de permettre la vascularisation. En fait, pour favoriser l'apparition de la croissance osseuse, les paramètres de conception comme la porosité, la taille des pores (conceptualisé comme étant la plus grande sphère inscrite pouvant être contenue dans le réseau poreux (Mullen, Stamp, Brooks, Jones, & Sutcliffe, 2009; Tan et al., 2017)), leurs formes, ainsi que les matériaux doivent être soigneusement sélectionnés. Selon plusieurs études abordant des essais in vitro et in vivo, la taille de pore adéquate se situe dans l'intervalle de 50-800 μm (Arabnejad, Johnston, Tanzer, & Pasini, 2016; Harrysson et al., 2008) et la porosité doit être supérieure à 40% (Bragdon, Jasty, Greene, Rubash, & Harris, 2004). De surcroît, plusieurs études suggèrent une plage optimale de porosité se situant entre 70 à 90 % (Markhoff et al., 2015). Cependant, une telle plage se situe au-delà de la porosité maximale spécifiée pour les revêtements poreux permis pour les prothèses de la hanche par la FDA (2016). Néanmoins, avec l'avènement des implants poreux et des procédés de FA, tout porte à croire que la réglementation en place est appelée à une reconsidération, car certains implants poreux commercialisés et produits par FA présentent des porosités allant jusqu'à 80% (Smith & Nephew, 2016).

1.5.1 Essais in vitro

La biocompatibilité des structures cellulaires peut être évaluée par des cultures osseuses in vitro sur des échantillons poreux. L'adhérence initiale des cellules à la surface de la structure

est généralement observée par microscope électronique à balayage (MEB). Si la surface de la structure est biocompatible, les cellules présenteront des protubérances (pseudopodes) visibles au MEB qui adhèrent à la structure. La prolifération des cellules à l'intérieur du réseau de pores peut être évaluée en mesurant la synthèse cellulaire de l'acide désoxyribonucléique (ADN), l'activité métabolique, la concentration d'adénosine triphosphate (ATP) ou les marqueurs de prolifération (antigènes) au fil du temps (Tan et al., 2017). Par ailleurs, la viabilité des cellules osseuses sur les structures poreuses est habituellement évaluée en utilisant des colorations mortes et vivantes. Les niveaux des tests de phosphatase alcaline sont évalués en tant qu'indicateur précoce de la différenciation des ostéoblastes (la minéralisation ostéoblastique est déterminée en utilisant un colorant Alazarin rouge-S). Aussi, la microtomodensitométrie à rayon X peut être employée pour détecter les variations de densité d'une culture et permettre une estimation de la masse osseuse nouvellement générée (Boskey & Roy, 2008).

Les facteurs tels que la taille des pores et la profondeur de ces pores jouent un rôle important dans l'efficacité de la croissance osseuse. L'effet de la taille des pores sur l'efficacité et la vitesse de la croissance osseuse à l'intérieur d'un réseau poreux peut être étudié indirectement avec des cultures cellulaires in vitro (Xue, Krishna, Bandyopadhyay, & Bose, 2007). La taille des pores et l'interconnectivité du réseau sont des facteurs déterminants dans l'optimisation de l'acheminement des nutriments et de l'évacuation des résidus, ce qui mène à une meilleure ostéo-intégration (Tan et al., 2017). Bien que la taille de pore minimale observée pour qu'il y ait croissance osseuse soit établie à 50 μm , il est suggéré d'opter pour des tailles supérieures à 300 μm afin d'éviter la possibilité qu'une galerie poreuse soit complètement obstruée par une cellule osseuse nuisant ainsi à la croissance en profondeur ou à la vascularisation (Karageorgiou & Kaplan, 2005).

Des essais in vitro ont montré que les occlusions des pores sont typiquement observées pour des pores de 450 μm tandis que ces occlusions diminuent avec l'augmentation de la taille des pores jusqu'à une absence d'occlusion au-delà de 900 μm (Warnke et al., 2009). Une telle considération pour les grandes tailles de pores est bénéfique, car les pores de petite taille ajoutent des difficultés techniques supplémentaires en ce qui concerne l'extraction de la poudre

non fusionnée dans le réseau poreux des structures lors des étapes de post-traitements des implants produits par fusion sur lit de poudre (Tan et al., 2017; Warnke et al., 2009). Inversement, les pores de grandes tailles présentent l'inconvénient d'un taux de croissance osseuse réduit lors de la phase postopératoire (Z. Wang et al., 2017).

1.5.2 Essais in vivo

La performance des implants poreux en termes de régénération et de croissance osseuse à l'intérieur d'un implant passe également par des essais in vivo. Pour ce faire, les méthodes communes de caractérisation de la croissance osseuse impliquent des micrographies, la microtomodensitométrie et la microscopie électronique à balayage. Par exemple, Ponader et al. (2010) ont procédé à des essais de croissance osseuse avec des implants cylindriques poreux (diamètre de 4 mm) faits de Ti-6Al-4V et produits par FA et dont la taille des pores avoisinait les 450 μm en plus d'avoir une porosité de $\approx 60\%$. Ces cylindres ont été implantés à des crânes de porcs et des micrographies ont été observées après 14, 30 et 60 jours d'implantation pour montrer que la portion centrale des implants présentait une croissance uniquement après 30 jours. Les observations à 60 jours quant à elles ont permis de voir que les implants étaient intégralement remplis après cette période.

Les résultats de croissances osseuses de plusieurs études ont permis de montrer un succès inégalé en comparaison aux implants denses, et ce, malgré certaines variations dans les conclusions publiées (Tan et al., 2017). À cet effet, plusieurs plages de tailles de pores souhaitables pour la croissance osseuse sont proposées, par exemple : 100-400 μm (Itala, Ylanen, Ekholm, Karlsson, & Aro, 2001), 300-600 μm (Tan et al., 2017), 50-800 μm (Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016; Bobyn, Pilliar, Cameron, & Weatherly, 1980; Bragdon et al., 2004; Harrysson et al., 2008; L.-P. Lefebvre, 2013), 100-600 μm (Brailovski & Terriault, 2016), 1000 μm et plus (Biemond, Aquarius, Verdonschot, & Buma, 2011; Van Bael et al., 2012). Conséquemment, des articles de revue récents sur cette problématique estiment que la disparité de ce paramètre demeure un enjeu réel pour la recherche orientée vers les structures poreuses destinées à la croissance osseuse (Tan et al., 2017; Z. Wang et al., 2017).

À certains égards, la vascularisation nécessaire au métabolisme des tissus osseux est améliorée avec l'augmentation des tailles de pores jusqu'à un seuil de 400 μm (Bai et al., 2010). En plus de la vascularisation, le STVR de la structure poreuse doit idéalement être élevé et d'un ordre de grandeur similaire à celui observé dans les tissus osseux (X. Wang et al., 2016), car plus ce ratio est élevé, plus il offre de surfaces pour l'adhérence des cellules osseuses.

(Murr et al., 2010) ont envisagé la prochaine génération d'implants biomédicaux possédant des structures cellulaires complexes et produites grâce aux technologies de FA métalliques. (Van Bael et al., 2012) ont suggéré la conception de structures poreuses présentant des gradients de porosité ou de tailles de pores à l'instar de paramètres fixes pour l'intégralité d'un implant. À titre d'exemple, des tailles de pores plus grandes pourraient être imposées à la périphérie du volume de l'implant tandis que des pores plus petits seraient imposés au cœur du volume de l'implant. Une telle configuration peut contribuer à l'acheminement des nutriments et de l'oxygène jusqu'au cœur de l'implant pour y favoriser la croissance osseuse. L'emploi de pores plus grands à la périphérie aide également à éviter l'obstruction des canalisations. À cet effet, la FA est avantageuse en raison de la flexibilité de fabrication qui permet de construire un implant poreux présentant différentes tailles de pores d'un seul coup. Il faut cependant noter que les pièces poreuses de grandes dimensions qui sont produites par les procédés de fusion sur lit de poudre peuvent présenter des difficultés techniques en ce qui a trait de l'évacuation complète de la poudre non fusionnée occupant le réseau poreux. Donc, il faut choisir un équilibre entre la taille des pores d'un implant orthopédique qui permet l'évacuation de la poudre tout en rencontrant les requis du comportement mécanique et de la croissance osseuse. De surcroît, d'autres limitations techniques doivent être respectées, et notamment en ce qui a trait des épaisseurs minimales de membrures, des tailles minimales de pores, de l'angle de surplomb toléré pour l'omission de structures de support, etc. Toujours est-il que des structures cellulaires présentant une conception hiérarchique favorable à la croissance osseuse et qui satisfait les critères de performance spécifiques du corps humain sont encore attendues par la communauté scientifique (Tan et al., 2017).

1.6 Récapitulation sur la revue de littérature

En définitive, la recherche et l'ingénierie biomédicales se concentrent sur le développement des technologies et de la production de dispositifs qui contribuent au maintien de la qualité des vies humaines. Les implants comprennent généralement plusieurs composantes dont l'objectif est d'imiter les fonctions naturelles des organes du corps (Bahraminasab & Farahmand, 2017).

La problématique de la croissance des cellules osseuses à même les implants orthopédiques a fait l'objet de recherches depuis plusieurs décennies et est encore un enjeu d'actualité. Par ailleurs, plusieurs de ces études traitant des structures poreuses produites par FA présentent des résultats ou des conclusions plus ou moins contradictoires. Cette disparité est notamment due aux innombrables possibilités et variations des structures cellulaires et systèmes de fabrication, en plus des différentes approches expérimentales employées par les chercheurs (Tan et al., 2017; Z. Wang et al., 2017).

En rappel, les requis fonctionnels des implants orthopédiques constituant les assemblages des prothèses consistent en l'occupation de la cavité osseuse tridimensionnelle (1), la biocompatibilité des matériaux utilisés (2), une morphologie de surface propice à l'attachement et la prolifération des cellules (3), une résistance suffisante tout en présentant une flexibilité comparable aux os (4) et une porosité adéquate avec un réseau de pores interconnectés (5) (Tan et al., 2017).

L'amélioration des prothèses totales de la hanche est une problématique qui persiste malgré les récentes percées de recherche. En ce qui concerne les tiges fémorales, plusieurs options pour améliorer et adapter le concept à sa réalité biologique fonctionnelle sont à envisager dont les structures poreuses métalliques. Les deux chapitres qui suivent présentent des articles scientifiques qui s'inscrivent dans la démarche de conception et d'évaluation d'une tige fémorale. La question de recherche se résume à savoir si l'intégration d'une structure poreuse à l'intérieur d'une tige fémorale produite par le procédé de la fusion sur lit de poudre permet

de réduire et possiblement enrayer la déviation des contraintes dans le fémur après son implantation.

CHAPITRE 2

FEMORAL STEM INCORPORATING A DIAMOND CUBIC LATTICE STRUCTURE: DESIGN, MANUFACTURE AND TESTING

Bruno Jetté, Vladimir Brailovski, Mathieu Dumas, Charles Simoneau, Patrick Terriault

Département de génie mécanique, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

Article publié dans la revue « Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials »,
vol. 77 (2018) p.58-72.

2.1 Avant-propos

La démarche de recherche débute par la conception et la modélisation d'une tige fémorale intégrant une structure poreuse ordonnée. Les simulations numériques de la tige poreuse et de sa version entièrement dense, et ce, selon un même cas de chargement donné sont employées de concert avec des essais mécaniques afin de valider les modèles. Les résultats obtenus permettent ainsi de quantifier le gain de souplesse de la tige poreuse comparativement à sa version dense.

2.2 Résumé

Les prothèses totales de la hanche possèdent des tiges fémorales considérablement plus rigides que les os et cela mène à long terme, à des complications telles que le descellement aseptique des implants, et éventuellement, à la nécessité d'une révision des implantations. Conséquemment, la durée de vie moyenne des prothèses ne satisfait pas les attentes de longévité de vie des jeunes patients.

Une tige fémorale présentant une structure poreuse est proposée afin de diminuer sa rigidité et d'y permettre la croissance des tissus osseux. La structure poreuse repose sur l'architecture du réseau cubique cristallin du diamant pour laquelle la taille des pores et l'épaisseur des

membres sont spécifiées afin de rencontrer les requis biomécaniques de la résistance de la tige et de la croissance osseuse. Une tige poreuse et sa réplique entièrement dense sont produites par fusion laser sur lit de poudre en utilisant un alliage de Ti-6Al-4V. Pour évaluer la réduction de rigidité entre les tiges, des essais mécaniques statiques sont réalisés selon une adaptation de la norme ISO 7206-4. Les résultats expérimentaux mesurés par corrélation d'images numériques sont comparés aux modèles numériques.

Les graphiques force-déplacement obtenues numériquement et expérimentalement indiquent une réduction de rigidité de la tige poreuse de 31% comparativement à sa version dense. Par ailleurs, les analyses de corrélation pour les champs de déplacements totaux et des déformations équivalentes permettent une validation préliminaire du modèle numérique de la tige poreuse. Finalement, l'analyse des ratios surface-volume et résistance-rigidité de la structure poreuse architecturée du diamant permet l'évaluation de son potentiel d'application pour la conception d'implants orthopédiques biomimétiques destinés au support de charges.

2.3 Abstract

The current total hip prostheses with dense femoral stems are considerably stiffer than the host bones, which leads to such long-term complications as aseptic loosening, and eventually, the need for a revision. Consequently, the lifetime of the implantation does not match the lifetime expectation of young patients.

A femoral stem design featuring a porous structure is proposed to lower its stiffness and allow bone tissue ingrowth. The porous structure is based on a diamond cubic lattice in which the pore size and the strut thickness are selected to meet the biomechanical requirements of the strength and the bone ingrowth. A porous stem and its fully dense counterpart are produced by laser powder-bed fusion using Ti-6Al-4V alloy. To evaluate the stiffness reduction, static testing based on the ISO standard 7206-4 is performed. The experimental results recorded by digital image correlation are analyzed and compared to the numerical model.

The numerical and experimental force-displacement characteristics of the porous stem show a 31% lower stiffness as compared to that of its dense counterpart. Moreover, the correlation analysis of the total displacement and equivalent strain fields allows the preliminary validation of the numerical model of the porous stem. Finally, the analysis of the surface-to-volume and the strength-to-stiffness ratios of diamond lattice structures allow the assessment of their potential as biomimetic constructs for load-bearing orthopaedic implants.

2.4 Introduction

2.4.1 Biomimetic implants

The long-term life expectations of young patients subjected to total hip arthroplasty (THA) drive the need for the improvement of femoral components of commercially available hip prostheses (Learmonth et al., 2007; Pivec et al., 2012). One of the main concerns in this regard relates to the stiffness mismatch between the femoral stem and the host bony structure. This mismatch is known to lead to stress shielding in the femur, and to bone resorption and aseptic loosening of the implant (L. J. Gibson et al., 2010; Ridzwan et al., 2007). This loosening generally leads to the need for an arthroplasty revision after implantation (R. Huiskes, Weinans, & van Rietbergen, 1992; Sundfeldt, V Carlsson, B Johansson, Thomsen, & Gretzer, 2006). Consequently, the longevity of existing hip prostheses does not match the average expected lifetime of the host patients (Mirza et al., 2010). Indeed, (Pennington et al., 2015) determined that the average duration of perfect health after THA for mainstream hip prostheses is about 9 quality-adjusted life years (QALY).

The stiffness of metallic femoral stems can be reduced by the use of porous structures (L. J. Gibson et al., 2010). Moreover, if these porous structures are open to the surrounding environment and interconnected, they can promote bone ingrowth inside a stem to obtain a long-term fixation and avoid problematic revisions (Fujibayashi, Neo, Kim, Kokubo, & Nakamura, 2004). The integration of open porous structures can be interpreted as a paradigm shift from the conventional cementless femoral stems designed to allow bone on-growth via the use of porous coatings or grit-blasted surfaces (Glassman, Bobyn, & Tanzer, 2006) to biomimetic

femoral stems featuring an open pore architecture and designed for bone ingrowth and lifelong service (Murr, 2017). The biomimetic design should allow mechanical stimulation of the surrounding and ingrowing bone tissue (Markaki & Clyne, 2004; Simmons, Meguid, & Pilliar, 2001), and prevent excessive relative motion at the bone-implant interface (Pilliar, Lee, & Maniopoulos, 1986).

The design of biomimetic porous orthopaedic implants calls for a compromise between service life exceeding the patient's expected lifetime and porosity features. These requirements guide the selection of the pore size and volumetric porosity of the porous structures. In this regard, (Bobyne et al., 1980) and (Bragdon et al., 2004) found that an appropriate pore size for osseointegration ranges from 50 to 800 μm . Furthermore, the implant provides a firm bone fixation if the surface-to-volume ratio (STVR) of the porous structure approaches that of bone, which is in the range of 3 to 5 mm^{-1} (Beaupré, Orr, & Carter, 1990; Coelho, Fernandes, Rodrigues, Cardoso, & Guedes, 2009; Martin, 1984). On the other hand, the American Food and Drug Administration (FDA) specifies a porosity range of 30 to 70% for femoral components featuring fixation via bone ingrowth (FDA, 2016).

2.4.2 Additive manufacturing & porous femoral stems

The rapidly developing additive manufacturing (AM) technologies offer unprecedented capabilities to produce metallic implants with integrated engineered porous structures. Multiple publications feature porous femoral stems fabricated using different AM processes, such as electron beam melting (EBM) (Khanoki & Pasini, 2013; Murr et al., 2010), laser engineered net shaping (LENS) (Bandyopadhyay, Krishna, Xue, & Bose, 2008), and laser powder-bed fusion (L-PBF) (Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016; Harrison, McHugh, Curtin, & Mc Donnell, 2013; Harrysson et al., 2008; Hazlehurst, Wang, & Stanford, 2014a; Limmahakhun et al., 2017; Charles Simoneau, Terriault, Jetté, Dumas, & Brailovski, 2017). However, to the best of our knowledge, there are only few papers that present experimental assessments of the stress shielding-related improvements brought about by femoral stems incorporating such porous structures, and some of them will be briefly discussed hereinafter.

As examples of the above, (Harrysson et al., 2008; Hazlehurst et al., 2014a; Limmahakhun et al., 2017) carried out mechanical testing to assess the compliance of their porous stems. However, to quantify the compliance of their stems, different testing conditions were used in each one of these studies, which do not allow their direct comparison. In effect, quasi-compressive testing was carried out in (Harrysson et al., 2008), cantilever bending testing in (Hazlehurst et al., 2014a), and three-point bending testing in (Limmahakhun et al., 2017). (Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016) described an attempt to locally decrease the stem stiffness by varying the porosity of the incorporated lattice structure. The mechanical testing and evaluations carried out on their stem rely on the implantation of the stem in a composite femur and on the original surface stress shielding model, without specifically testing the stem itself. Therefore, no validation of the mechanical behavior, or stiffness reduction of the stem itself, were provided. (Charles Simoneau et al., 2017) developed and tested a stochastic porous structure, defined by an irregular pore distribution of random shapes and sizes (Tan et al., 2017), intended to reduce the stiffness of a commercial femoral stem. Nevertheless, the results they obtained must be compared to other designs for a comprehensive evaluation. Overall, to credibly establish the benefits of using porous structures in femoral stems for THA, more modeling and experimental work is needed, and this study intends to contribute to such efforts.

2.4.3 Scope of the study

This study describes the design, manufacturing and mechanical testing of a femoral stem incorporating an ordered porous structure with a twofold objective: a) to assess the overall stiffness reduction brought about by the design of the stem, b) to calculate the surface-to-volume (STVR) and the strength-to-stiffness (STSR) ratios of the stem's porous structure and their conformity with the same characteristics of the host bony structures. These metrics reflect the potential to reduce the stress-shielding phenomenon and mimic the corresponding structural characteristics of host bony structures. In this study, the porous structure of the stem contains diamond cubic lattice adapted for laser powder-bed additive manufacturing in (M. Dumas, Terriault, & Brailovski, 2017). The approach used here for the experimental and

numerical characterization of the porous stem is adopted from (Charles Simoneau et al., 2017), which consist in adopting the stem testing instruments and orientations suggested in the ISO 7206-4 standard for fatigue testing of femoral stems.

2.5 Materials and methods

2.5.1 Engineering workflow

The engineering workflow starts with the design of the porous and entirely dense stems, followed by the manufacture of the stems' prototypes, and ends with their ISO-based mechanical testing involving DIC measurements of the displacement and strain distributions. In parallel, numerical models of both stems undergo simulations, and the numerically calculated strain fields are compared to the experimental data.

2.5.2 Design of the porous stem

2.5.2.1 Determination of the porous design domain

Firstly, a reverse engineering method is used to obtain a CAD model of the Stryker "Secur-Fit™ MAX" 6052 0830A hip stem (Stryker Corporation, MI, USA) using the CATIA V5 R21 software package (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France), Figure 2.1a. Then, a femoral head, as well as the extraction features are added to the stem for experimental purposes, as shown in Figure 2.1b. The body of the stem is then hollowed to allow the integration of the porous structure, and anterior and posterior windows are created in the proximal region of the stem with the objective of simultaneously reducing stress shielding in the surrounding bony structure and allowing a fixation via bone ingrowth (Figure 2.1c).

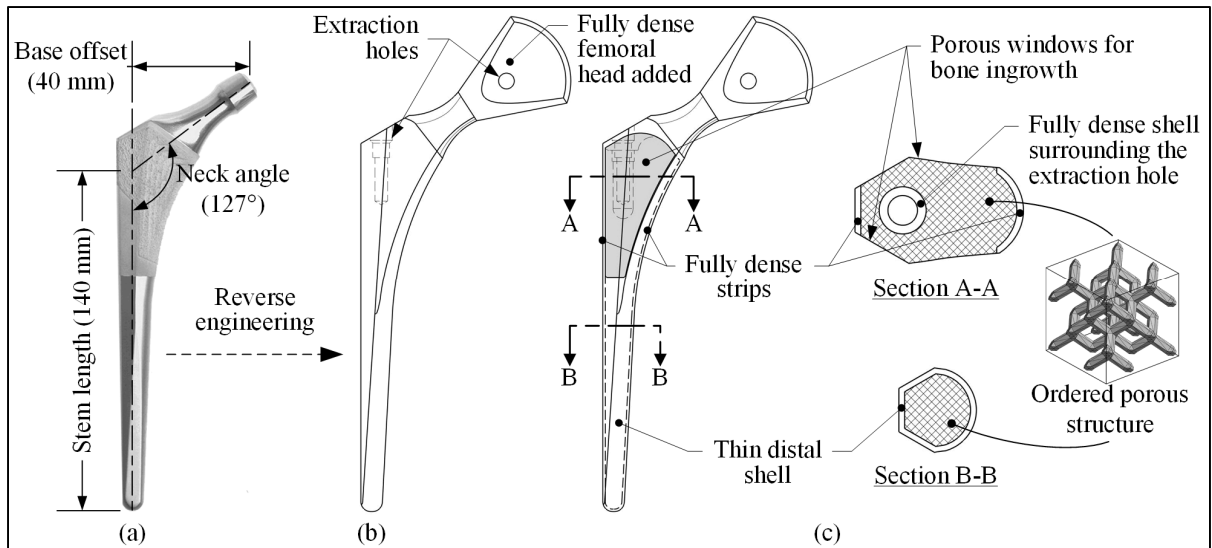


Figure 2.1 (a) Commercial dense stem, (b) reverse-engineered dense stem, (c) stem filled with the ordered porous structure
Adapted from (Simoneau et al., 2016)

2.5.2.2 Ordered porous structure

The diamond lattice-based porous structure is selected for this work because it offers increased compliance as compared to its cube- or octahedron-based lattice counterparts, and results in quasi-isotropic mechanical properties (Ahmadi et al., 2014; Dumas, 2016; Amir Abbas Zadpoor & Hedayati, 2016). Moreover, an *in vivo* bone ingrowth study carried out on such a structure in (Taniguchi et al., 2016) led to the appropriate level of tissue penetration for orthopaedic load-bearing implants.

To generate the lattice structures, an original modeling algorithm developed in the MATLAB R2016b environment (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) was used (M. Dumas et al., 2017). This algorithm requires the specification of a major pore size (Figure 2.2a) and of a strut thickness (Figure 2.2d). The porosity of the structure is therefore dependent of these two parameters. The unit cell configuration of this diamond cubic crystal structure is shown in Figure 2.2a, where the nodes impose the connection of the struts of the eight cubic sub-cells, as shown in Figure 2.2b (Callister, 2001). In this case, the nodes are modeled as truncated tetrahedrons, and the cross-sections of the struts are hexagonal as shown in Figure 2.2d.

Hexagonal struts allow reducing the number of facets required for modeling the structure, which leads to a smaller file size, while decreasing stress concentration in the struts' junctions (M. Dumas et al., 2017).

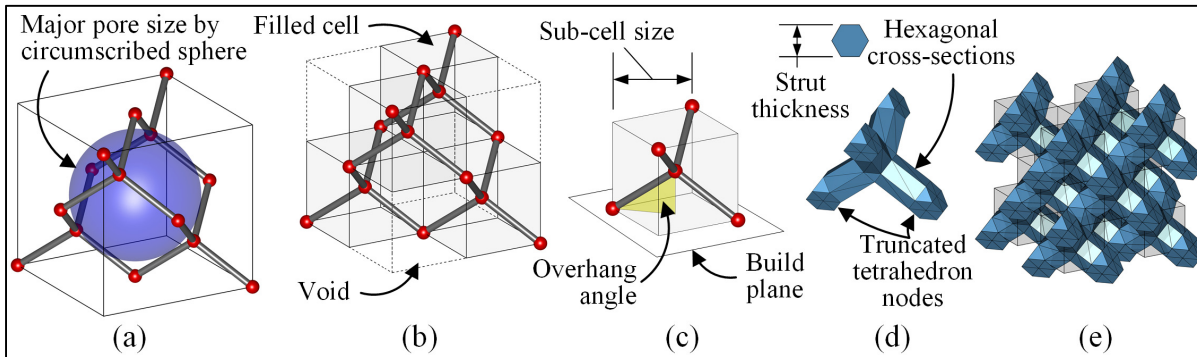


Figure 2.2 (a) Diamond cubic crystal structure where each node represents a single atom. The circumscribed sphere illustrates the major pore size evaluation method, (b) diamond unit cell with superimposed cubic sub-cells, (c) sub-cell with the highlighted overhang angle of the strut frame, (d) isolated sub-cell with a strut thickness showing the hexagonal cross-section of the struts, (e) cubic example of a 3x3x3 sub-cell structure with a porosity of $\phi = 58\%$

This configuration offers the advantage of having a single strut orientation for the entire structure, this orientation respecting the minimum overhang angle requirements of the L-PBF processing. Indeed, the current overhang angle of the struts with respect to the horizontal plane is 35.3° (Figure 2.2c), which allows considering this structure as self-supporting for an EOSINT M280 system filled with Ti-6Al-4V powder (EOS GmbH, 2004; D. Wang, Yang, Yi, & Su, 2013). The regular repetition of the sub-cells resulting in an ordered porous structure is depicted in Figure 2.2e. Table 2.1 presents the applicable ranges of the structure characteristics. More explanations are given in Section 2.5.2.3.

Table 2.1 Input and output design parameters of the ordered porous structure with their respective applicable ranges

	Design parameters	Unit	Range
Input	Major pore size (d)	[μm]	50 to 800
	Strut thickness (t)	[μm]	300 and up

Output	Porosity (φ)	[%]	40 to 70
--------	------------------------	-----	----------

2.5.2.3 Requirements for bone ingrowth-related porosity, mechanical properties, and manufacturability

Several characteristics must be considered for the successful design of hip stem porous structures. These characteristics include the stiffness (apparent modulus of elasticity, E^*), the mechanical strength (apparent yield strength, S_Y^*), the level of porosity (φ), the pore size (d), and the manufacturing resolution (t). Figure 2.3 presents a diagram, which allows the selection of the appropriate design parameters. The porosity φ is defined by the ratio of the volume of the voids to the total volume of the porous structure (V_{voids}/V_{total}), or simply one minus the relative density of the material (ρ^*/ρ_s), where ρ^* is the apparent density of the porous structure and ρ_s is the density of the base material.

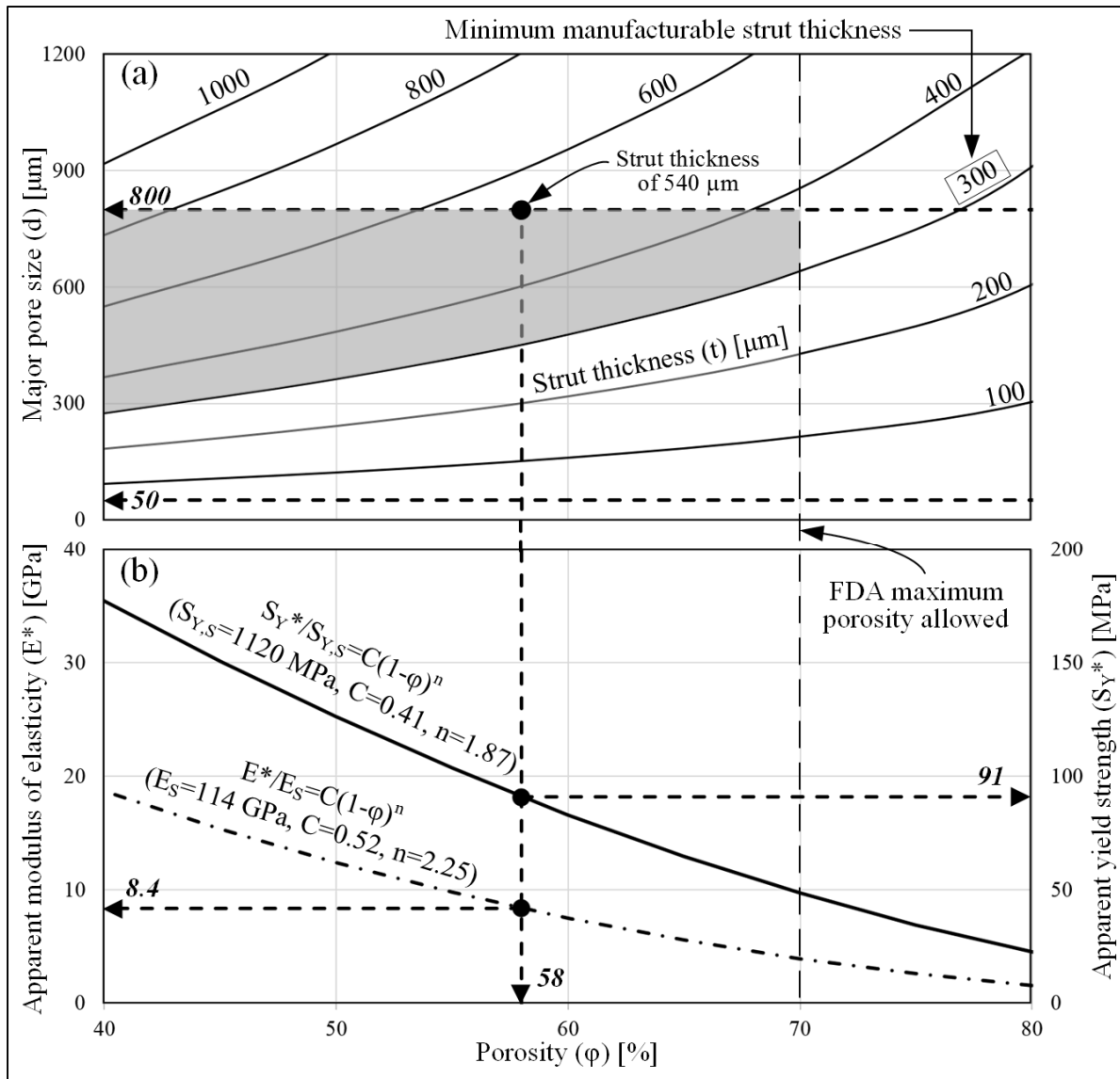


Figure 2.3 Porous structure design diagram:

- (a) design area relative to the requirements of the bone fixation and the L-PBF limitations,
 (b) scaling relations giving the apparent modulus of elasticity and yield strength of the porous structure

Figure 2.3a depicts the relations of the major pore size (Figure 2.2a, (Mullen et al., 2009)) with respect to porosity ϕ , for porous structures having different strut thicknesses. The recommended pore size range for osseointegration is delimited by two horizontal dashed lines at 50 and 800 μm (Table 2.1). From a manufacturability viewpoint, we limit a minimum strut thickness to ~ 300 μm : thinner struts are too fragile to be effectively and consistently fabricated

using the actual L-PBF system (M. Dumas et al., 2017). Moreover, the L-PBF processing limits the reliable manufacturing of such ordered porous structures to their medium-to-high porosity levels, i.e. between 40 and 80% (Figure 2.3b). Lower porosities would lead to enclosed cavities or complications in removing un-melted powder after the build, while higher porosities would result in too large pores ($> 800 \mu\text{m}$). These limits are consistent with the FDA recommended 30-70% porosity range for such applications (FDA, 2016). Consequently, the greyed region in Figure 2.3a shows the design window for the pore size and porosity selection, which simultaneously respects the bone ingrowth and the manufacturability-related sets of requirements.

The apparent modulus of elasticity E^* and the apparent yield strength S_Y^* are plotted as functions of porosity ϕ in Figure 2.3b. The coefficients C and n for the scaling relations in the form of power functions are taken from (M. Dumas et al., 2017). The modulus of elasticity E_s and the yield strength $S_{Y,S}$ of the 100% dense material are 114 GPa and 1120 MPa, respectively.

The mechanical properties of human trabecular bone, which our porous structure intends to mimic, range between 10-3200 MPa and 4-24 MPa for the modulus of elasticity and the yield strength, respectively (L. J. Gibson et al., 2010). Consequently, to obtain a porous structure that is at least 3.5 times stronger than the trabecular bone, while offering the largest possible room for bone ingrowth, a porosity ϕ of 58% is required, which now leads to an apparent modulus of elasticity (E^*) of 8.4 GPa and a yield strength (S_Y^*) of 91 MPa. If this porosity is combined with the largest acceptable pore size of $800 \mu\text{m}$ (to facilitate the removal of un-melted powder), then the strut thickness becomes equal to $540 \mu\text{m}$. Table 2.2 summarizes the porous structure design characteristics used for the porous part modeling, and the mechanical properties of the dense and porous parts of the femoral stem.

Table 2.2 Design characteristics and mechanical properties of the dense and porous part of the stem

Design characteristics of the porous part	Mechanical properties of the porous and dense parts
---	---

Porosity %	Major pore size [μm]	Strut thickness [μm]	Modulus of elasticity [GPa]		Yield strength [MPa]	
			Dense part	Porous part*	Dense part	Porous part*
58	800	540	114	8.4	1120	91

*Apparent mechanical properties of the porous part of the stem are given by the scaling relations of Figure 2.3.

2.5.3 Fabrication

2.5.3.1 Pre-processing

Figure 2.4 schematizes the four-step workflow used to generate the L-PBF manufacturing file of the porous stem:

(1) The design starts with the fully dense CAD model of the femoral stem. In the CATIA V5 software environment, the body of the stem is split by using a Boolean subtraction to obtain distinct volumes for the fully dense part (femoral head and distal shell) and the porous structure. Both volumes are then converted into triangularly tessellated surface models (STL file) for further processing.

(2) Next, the porous STL model is imported into the MATLAB software environment (Johnson, 2008), and the desired pore size and strut thickness are specified. The porous STL file is then voxelized into several cubic cells (Aitkenhead, 2013) prior to the generation of the porous cells in a custom script (M. Dumas et al., 2017).

(3) Subsequently, in the MAGICS 17.02 software environment (Materialise, Leuven, Belgium), the STL model of the porous structure is merged with the STL model of the fully dense volume (see step 1). Afterward, the stem is positioned and oriented on the build plate and support structures are added using the Support Generation Module of MAGICS.

(4) Finally, an EOS manufacturing file is generated using the proprietary software RP Tools v6.1 and PSW v3.6 (EOS GmbH, Munich, Germany).

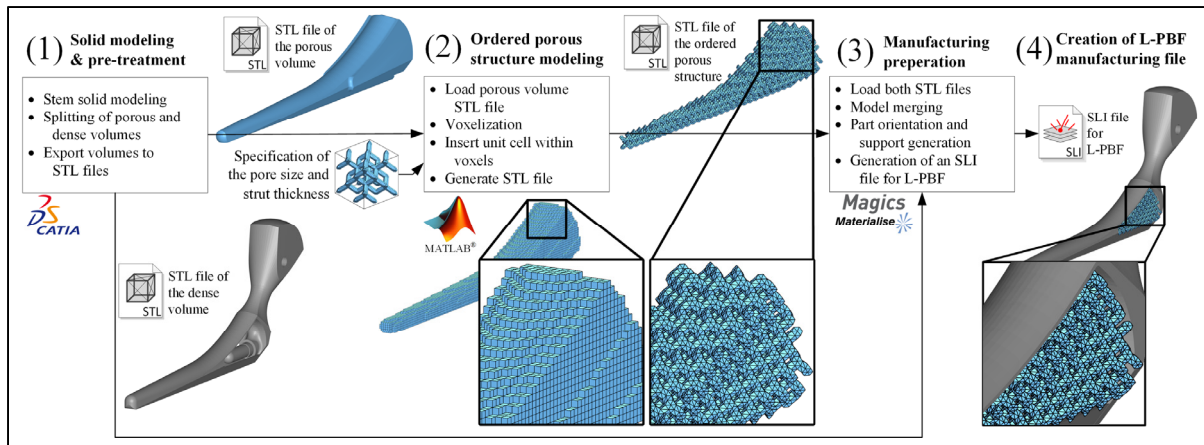


Figure 2.4 Flowchart of the modeling and manufacturing preparation of the ordered porous femoral stem. The size of the cells of the porous structure is exaggerated for the illustration purpose

Adapted from (Dumas, 2016)

2.5.3.2 Manufacturing and post-processing of the stem

The prototypes of the porous femoral stem and its entirely dense replica were produced using an EOSINT M280 system, EOS Ti64 powder and a "Ti64 Performance" production profile (EOS GmbH, Munich, Germany). The un-melted powder contained inside the porous structure was removed by the successive use of a vibrating table and compressed air flow. Afterward, the build plate-stems assembly underwent a thermal stress release procedure as recommended by EOS (800 °C, 4 h, 10 °C/min heating rate, under argon atmosphere) in an N41/H furnace (Nabertherm GmbH, Lilienthal, Germany). Next, the stems were detached from the build plate using a band saw, and the remaining support structures were removed using machine and manual abrasives. To get rid of partially attached to the stem surface powder particles, the overall finish of the stem was carried out with a blast of aluminum oxide media in a Penmatic 750 S apparatus (IEPCO AG, Hõri, Switzerland). Figure 2.5 shows two femoral stems in their finished state.

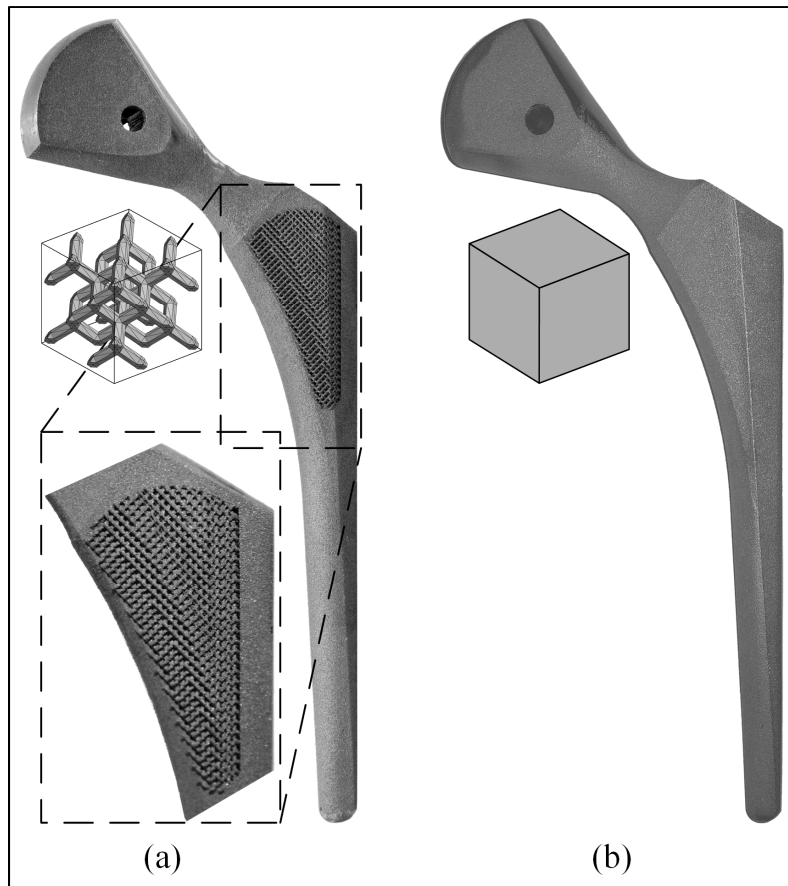


Figure 2.5 Additively-manufactured femoral stems:
 (a) stem body filled with the ordered porous structure,
 (b) fully dense stem

2.5.3.3 Non-destructive inspection of the porous structure via the X-ray computerized tomography

The porous stem underwent an X-ray computerized tomography (μ CT) analysis to inspect its structural integrity and geometrical conformity. The X-ray projection radiographs were acquired using an XT H 225 micro-CT system (Nikon Metrology, Brighton, MI, USA) with beam parameters of 220 kV/280 μ A, an exposure time of 500 ms and 1 mm copper filtration. The effective resolution obtained was 85 microns per voxel. The tomographic reconstruction was executed with the CT Pro 3D proprietary software from Nikon Metrology. The volumes obtained were analyzed and segmented using VGStudio MAX 2.2 software (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Germany).

2.5.4 Experimental testing and numerical analysis

An assessment of the quasi-static mechanical behaviour of the porous stem was carried out using an experimental setup inspired by the ISO 7206-4 standard. The testing protocol used in this work was already comprehensively introduced in (Charles Simoneau et al., 2017) and is, therefore, only briefly described hereinafter.

2.5.4.1 Experimental testing

The positioning and fixturing of the stem against the applied force are specified in the ISO standard. The drawing shown in Figure 2.6d illustrates this configuration, being defined by the ventral angle of 10° , a lateral-medial angle of 9° and a non-potted length of 90 mm from the centre of the femoral head. The permanent recess of the stem into its mounting tube is realized with a CAD model based custom jig and the AdTechMarine Systems ProBuild Epoxy Resin (Axson technologies, Madison Heights, MI, USA). The mechanical tests were carried out using an MTS Alliance RF/200 testing machine with a ± 10 kN load cell of the same manufacturer (MTS, Eden Prairie, MN, USA). As seen in Figure 2.6a, a planar bearing device was installed between the load cell and the stem, as recommended by the standard. The evolution of the forces in the course of the test session is divided into two phases: incremental testing up to a maximum force of 1500 N (preconditioning) followed by constant-force testing for 3 cycles per Field of View (FoV), as shown in Figure 2.6b. Note that the maximum force of this study was limited to 1500 N in order to keep the stem prototypes undamaged for subsequent studies.

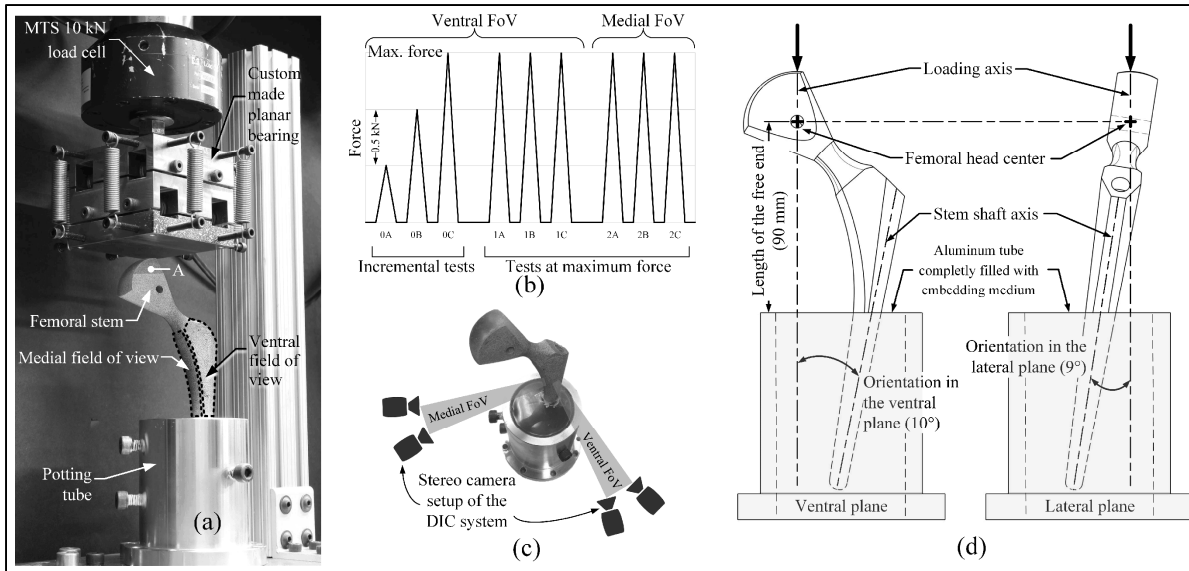


Figure 2.6 (a) Experimental setup used for mechanical testing, (b) loading protocol used during the tests, (c) FoVs of the DIC setups, (d) drawing of the specifications of the stem support

Adapted from (Simoneau et al., 2016)

The experimental displacement maps were acquired by DIC (Kahn-Jetter & Chu, 1990) using an ARAMIS 5M stereoscopic camera system and GOM ARAMIS v6.3 proprietary software (GOM GmbH, Braunschweig, Germany). Two different FoVs on the stem (ventral and medial) were investigated during cycling as displayed in Figure 2.6a and Figure 2.6c. The stereo camera configuration used diffuse LED spots and lenses with a focal length of 50 mm. The camera angle was about 25° and the camera-to-sample measuring distance was about 845 mm, which resulted in an apparent resolution of 0.05 mm per pixel.

The DIC parameters used square subsets of 20 pixels, and a point distance of 10 pixels on the images acquired at a 0.5 Hz frequency. The strains were computed on a neighborhood of 9 points which resulted in a strain computation reference length of 4.7 mm. The evaluation of the equivalent strain noise within the FoV on 5 successive non-loaded images led to a value of $150 \mu\epsilon$ (3σ) which is near the sensitivity specified by the manufacturer of the system.

The external surface of the open porous structure is unsuitable for getting a smooth strain map using the DIC technique due to relief irregularities. Indeed, a continuous 3D surface is required to compare the results obtained experimentally with those obtained numerically, using the homogenized numerical model of the porous structure (see section 2.5.4.2 for more detail). To address this issue, the asperities of the porous window of the stem, which were visible in the ventral FoV, were filled with hot glue prior to the spray application of the white background coating and black random speckle pattern. The dots of the pattern were ~ 0.3 mm in diameter.

2.5.4.2 Numerical analysis

The finite element model of the ordered porous femoral stem was developed using the ANSYS Mechanical APDL 17.2 software (ANSYS, Canonsburg, PA, USA) to calculate the displacement and strain fields and to compare them with those acquired and calculated during mechanical testing. In the model, the porous structure is represented by a homogeneous material, whose mechanical properties (modulus of elasticity and yield strength) are identical to those presented previously (see section 2.5.3 and Table 2.2). Overall, the fully dense and porous portions of the stem have moduli of elasticity of 114 GPa and 8.4 GPa, respectively. The stem potting resin is modeled with a modulus of elasticity of 3.7 GPa, which was evaluated by compressive mechanical testing in conformity with the ASTM D695-15 standard (ASTM, 2015). All materials were assigned a Poisson ratio of 0.3, and were considered linearly elastic.

The mesh of the model is composed of second order tetrahedral elements. The resin, the dense volume and the porous volume have fully bonded contact conditions, since no friction or relative movement at any interface is assumed. Mesh refinements are applied at the force application point, at the neck of the stem, at the lower regions of the porous windows, and at the resin top surface using the spheres of influence approach. This entire mesh results in 1,445,886 nodes and 993,891 elements. A maximum force of 1500 N is applied as a downward vertical force on the femoral head and all the degrees of freedom of the bottom and vertical surface of the resin cylinder are forced to a null displacement. The system is solved with the ANSYS software through a linear ramp of 10 load steps and the activation of the large

displacements option. Figure 2.7 gives an overview of the FE mesh used and shows a homogeneous representation of the porous volume, as well as the regions where the mesh was refined. Note that this mesh refinement followed a stress convergence study with a displacement threshold of 1%.

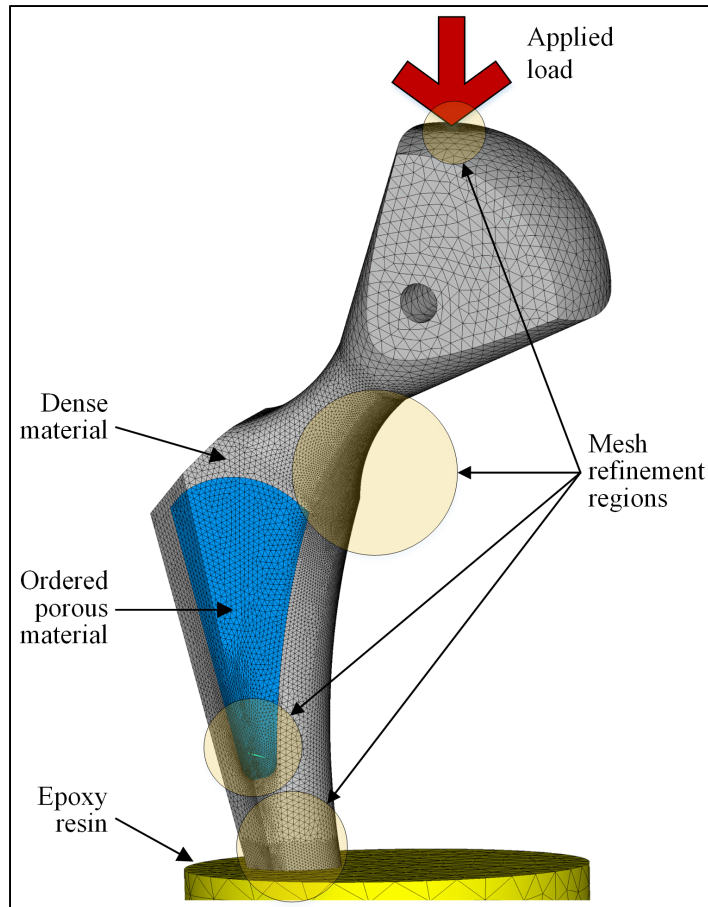


Figure 2.7 Finite element mesh showing the load definition and the mesh refinement zones
Taken from (Dumas, 2016)

2.5.5 FE model validation: comparison of the numerical and experimental data

The comparison of the DIC strain data and the strain maps of the FE model is based on the test strategy explained in Section 2.5.1. Explicitly, the main CAD of the stem positioned within the mechanical test coordinate system serves to generate a reference STEP file for the registration

of the DIC strain maps and prepare the FE model within the ANSYS software. The 3D surface strain maps of the FE simulations are then exported to a combination of text files for the elements and nodes.

During mechanical testing, the DIC acquisitions are conducted using GOM ARAMIS software. Afterwards, the DIC 3D surfaces are registered to the CAD model with GOM SVIEW software. From this step, the DIC strain surface data are exported to text files for further processing within the MATLAB environment. Next, the STL models generated from the main CAD assembly are loaded to MATLAB beside the DIC and the FE text files. Subsequently, the DIC data are registered to the surface FE mesh using the Metch toolbox functions (Fang, 2008). Prior to the registration, the strain surfaces of each FoV are clipped to a specific region of interest to remove the irregular and unusable strain values near the boundary of the DIC surfaces (Chanda, Dickinson, Gupta, & Browne, 2015; Dickinson, Taylor, Ozturk, & Browne, 2010; Grassi et al., 2013). Finally, the DIC strain fields are directly compared to the FE strain fields using barycentric interpolations to generate differential maps and correlation diagrams. The generated results are then exported to spreadsheets and image files.

2.6 Results

2.6.1 Force-displacement diagram

Before a direct comparison of the DIC strain fields to the FEA results, a basic verification of the overall displacement of the femoral stems is performed. Systematically, the displacement vector of one point located on the ventral face of the femoral head (see point A on Figure 2.6a) is tracked for each cycle of the mechanical tests. This analysis aims to ensure that the numerical model shows a behaviour which is comparable to the experimental tests and evaluate the overall stiffness reduction of the porous stems as compared to that of its entirely dense replica (Figure 2.8). On the one hand, stiffness of the fully dense stem for the numerical and experimental data are evaluated by linear regressions to be 2222 N/mm and 2043 N/mm, respectively, which represents a relative difference of 8.1%. On the other hand, the stiffness of the ordered porous stem is evaluated to be 1525 N/mm and 1417 N/mm for the numerical and

experimental plots, which leads to a relative difference of 7.1%. In the numerical and experimental comparisons, the overall stiffness reduction provided by the porous stem, as compared to its fully dense counterpart, is greater than 30%. Note that the relative difference between the numerical and the experimental results for each stem might be attributable to the difference between the numerically simulated and real boundary conditions between the stems and the implanting resin.

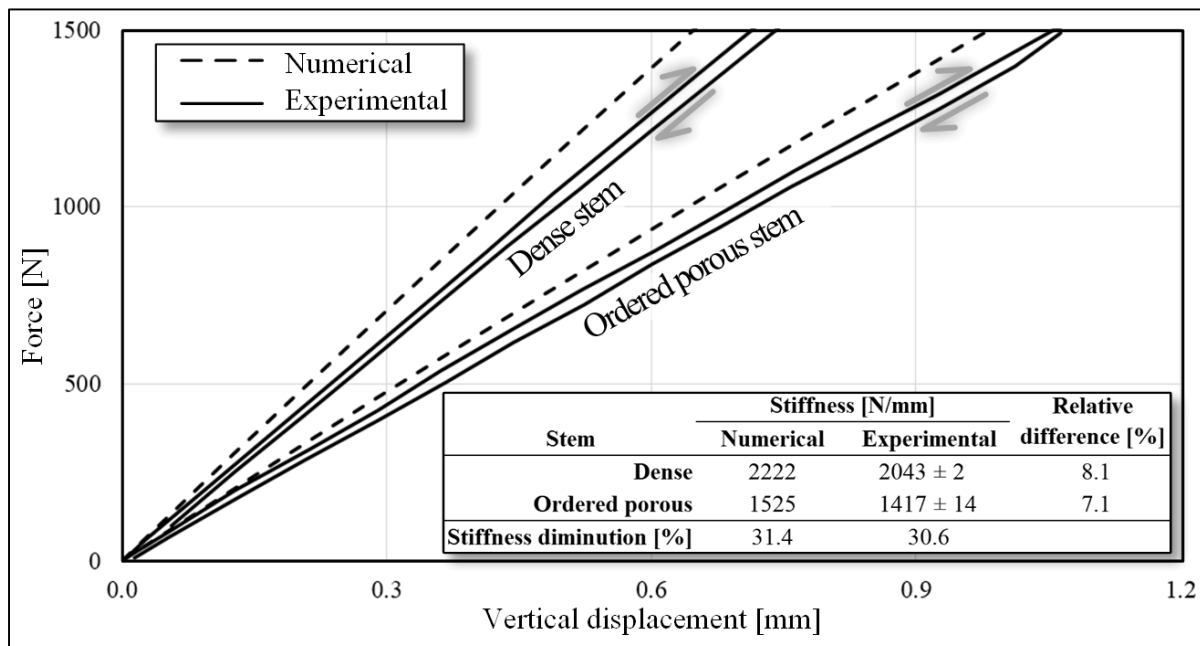


Figure 2.8 Force-displacement diagrams for the numerical and experimental testing of the ordered porous stem and its fully dense replica

2.6.2 Strength verification

The verification of the stem mechanical resistance is performed using equivalent stress fields resulting from the numerical simulations (Figure 2.9). By disregarding the singular peak stresses of the boundary conditions of the stem, these plots show that the maximum equivalent stresses for the homogenized porous volume and dense volume are 71 and 339 MPa respectively. These values are effectively below the yield strengths of the homogenized porous and dense materials, which are 91 and 1120 MPa, respectively (see Table 2.2). The plots of the

equivalent stress of the fully dense stem replica are not shown, since the maximum equivalent stresses encountered are lower than the values reported for the porous stem.

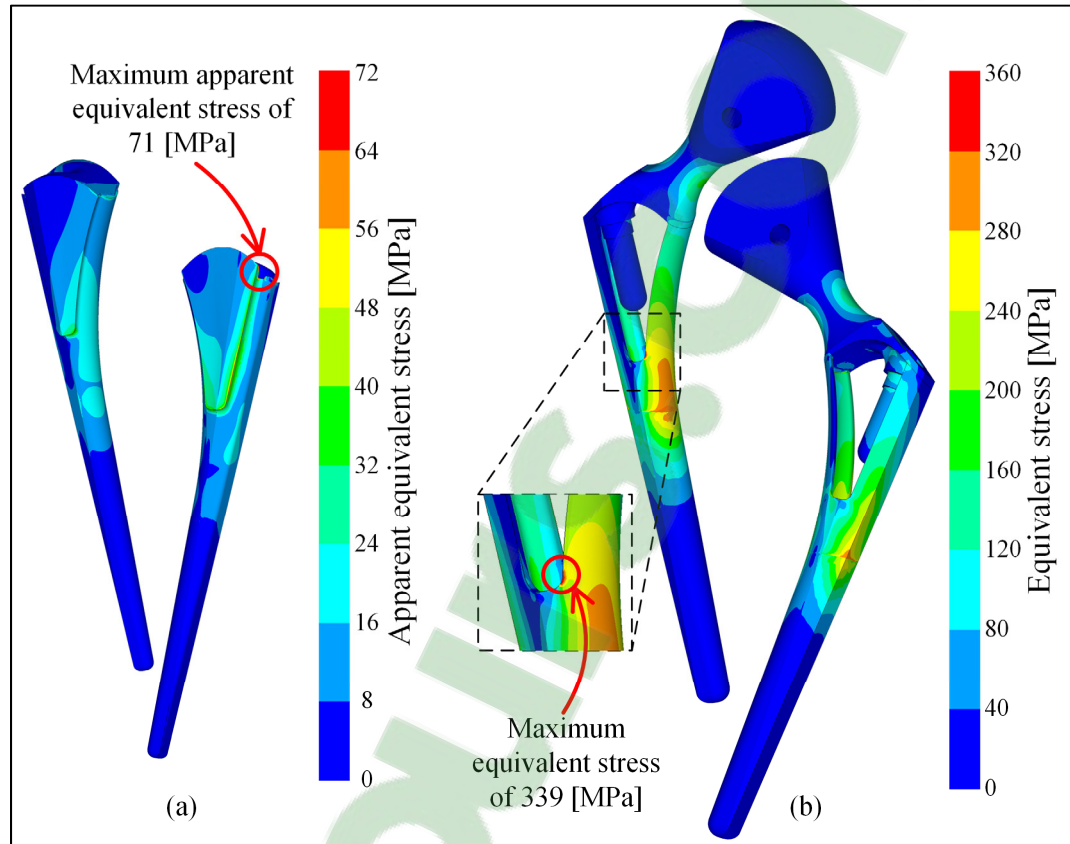


Figure 2.9 a) Apparent equivalent stress plot for the porous part of the stem only, b) equivalent stress plot for the dense part of the stem only

2.6.3 Total displacement and equivalent strain fields

As presented in Section 2.5.5, two strain fields of the mechanical tests (DIC) introduced in figure 6 are compared to their numerical equivalents (FEA) at a maximum force of 1500 N (Figure 2.10a and Figure 2.10b). The colour distribution of the scatter plot (Figure 2.10c and Figure 2.10d) represents the resulting deviations from an ideal correlation slope of 1. The analogous deviation mapping is depicted on the isolated 3D sub-figure in the corner of each plot.

The results of the correlation and deviation analyses for the total displacements, which correspond to the vector sum of the displacements along the X, Y and Z directions of the model tested, are available in Section 2.10 (Appendix A). For all the cases, the correlation is assessed using linear regression analysis with a 95% confidence interval. For comparison, the results of these correlation analyses (slope, intercept, coefficient of determination, number of data points) are summarized in Table 2.3 alongside the analogous results for the fully dense stem. For instance, the figures for the fully dense stem equivalent strain and the total displacements are presented in Section 2.11 (Appendix B). The correlation slopes of the total displacements reported in Table 2.3 are approximately 0.92, regardless of the stem design. This agrees with the observations of the stiffer numerical models presented in the force-displacement diagram of Figure 2.8.

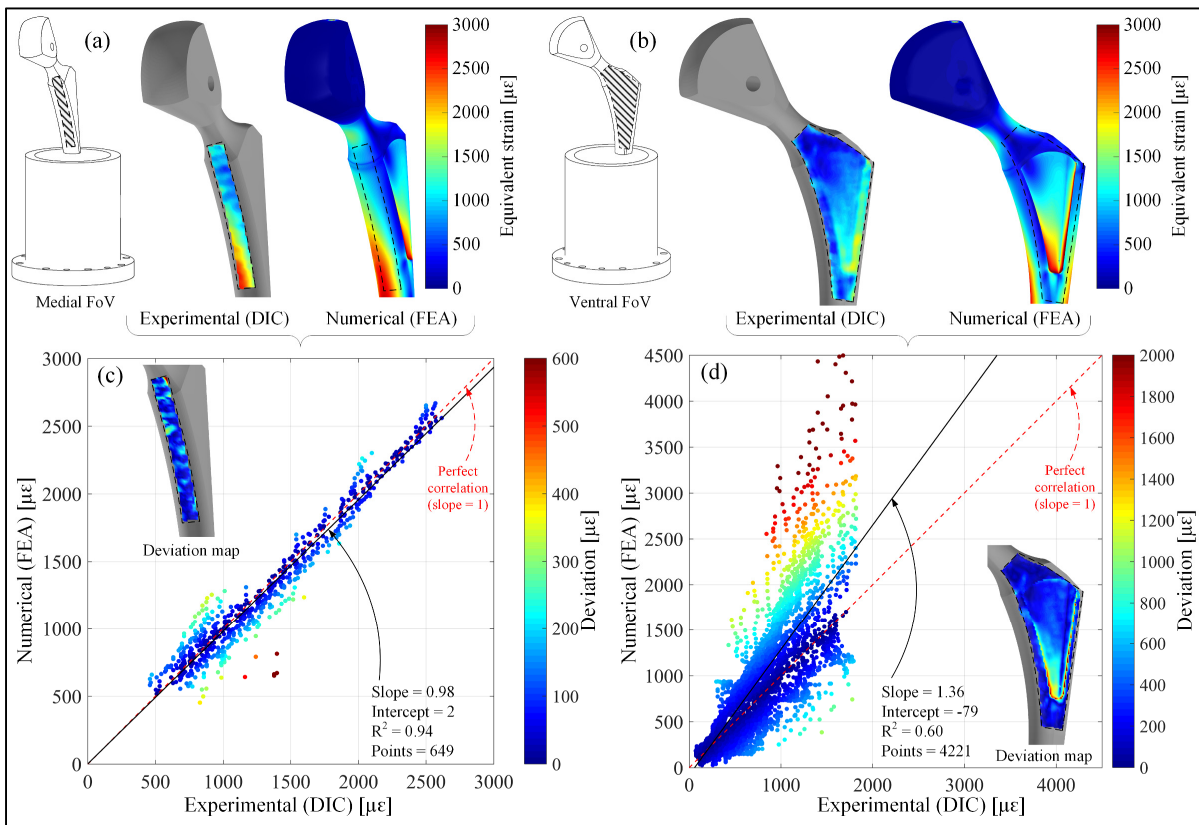


Figure 2.10 Correlation and deviation analysis between the experimental (DIC) and the numerical (FEA) strain fields for each FoV of the porous stem

Table 2.3 Linear regression results between the experimental (DIC) and the numerical (FEA) total displacements and equivalent strains

FoV Number of points	Ordered porous		Dense	
	Medial 649	Ventral 4225	Medial 653	Ventral 4298
Total displacements				
Slope	0.92 ± 0.03	0.93 ± 0.01	0.92 ± 0.03	0.91 ± 0
Intercept [mm]	-0.04 ± 0.02	-0.05 ± 0	-0.04 ± 0.02	-0.06 ± 0
R ²	1.00 ± 0	1.00 ± 0	1.00 ± 0	1.00 ± 0
Equivalent strain				
Slope	0.97 ± 0.05	1.37 ± 0.01	1.03 ± 0.13	0.93 ± 0.03
Intercept [μ ϵ]	4 ± 113	-94 ± 22	-29 ± 263	28 ± 27
R ²	0.95 ± 0.01	0.58 ± 0.02	0.94 ± 0.08	0.89 ± 0.02

Whereas it can be seen in Figure 2.10c that the linear regression of the equivalent strains leads to appreciable results for the medial FoV (slope 0.98, intercept 2 $\mu\epsilon$; coefficient of determination 0.94), Figure 2.10d indicates a reduced agreement between the numerical model and the DIC strain measurements (slope 1.36, intercept -79 $\mu\epsilon$; coefficient of correlation 0.60). The deviation map of Figure 2.10d shows that the source of the discrepancies is mainly located at the interface of the dense and porous zones of the stem. In this case, the numerical model seems to overestimate the equivalent strain of the porous zone. The other residual deviations, as shown in Figure 2.10c, could be attributed to several factors such as the measuring uncertainty of the DIC system, the hot glue used to fill the porous structure asperities, and the combined errors of the registration and interpolation tools used to generate the deviation analyses.

2.6.4 CT product inspection

Although many precautions were taken during the L-PBF post-processing, some un-melted powder was trapped inside the distal part of the stem and then partially sintered during the stress release treatment of the as-built part. This powder was observed as a distinct grey level interval (mean grey value of 38,110 compared to 48,130 for the fully melted material on a 16 bits greyscale definition) and represents a total volume of 0.52 ml, as compared to an overall porous volume of 17.5 ml, corresponding to ~3% of additional material. A manual

investigation of the slices of the reconstructed volume did not reveal any cracks or obvious defects in the dense or ordered porous part of the stem with a voxel resolution of 85 μm . The results of the CT inspection are not shown here to keep the number of illustration reasonable.

2.7 Discussion

2.7.1 Stem stiffness reduction

From the analysis of the force-displacement diagrams of Section 2.6.1, the stiffness reduction offered by the porous stem as compared to its dense replica is evaluated to be slightly more than 30%. This value might be considered as a relatively modest improvement when compared to other reported works, which claim stiffness reductions of as much as 90% (Harrysson et al., 2008; Limmahakhun et al., 2017; Charles Simoneau et al., 2017; Yamako et al., 2014). However, as stated in Section 2.4.2, each of these studies used distinct stem models, design strategies and testing configurations to evaluate this characteristic. Table 2.4 presents a list of engineering works which tried to reduce the femoral stem stiffness via the use of integrated porous structures. Note that (Harrysson et al., 2008) do not fulfill the bone ingrowth-related requirements on the porosity and pore size and that (Hazlehurst et al., 2014a) did not considered this feature during the design of their stems.

Table 2.4 List of reported metallic porous femoral stem stiffness reduction works

Reference	Design approach	Bone ingrowth-ready	Evaluation method	Stiffness reduction [%] as compared to entirely dense stem
(Harrysson et al., 2008)	Open-porosity stem featuring a “rhombic 3 mm mesh” and made from Ti-6Al-4V alloy by EBM.	No: Open pores are too large (>>800 μ m)	Quasi-compressive test on half-length stem	~65
	Open-porosity stem featuring a “hole configuration” and made from Ti-6Al-4V alloy by EBM.			~20
(Hazlehurst et al., 2014a)	Close-porosity stems featuring cubic based porous structures inside a dense shell and made from Co-Cr alloy by EBM.	No: Closed pores by a dense shell	Flexural test	60
(Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016)	Open-porosity stem featuring a non-regular lattice structure made from Ti-6Al-4V alloy by L-PBF.	Yes	Stem implanted in composite femurs	No global stiffness measurement
(Limmahakun et al., 2017)	Open-porosity stem featuring a pillar octahedron lattice structure and made from Co-Cr alloy by L-PBF.	Yes	Three-point bending	~90
(Charles Simoneau et al., 2017)	Open-porosity stem featuring a stochastic porous structure and made from Ti-6Al-4V alloy by L-PBF.	Yes	Static test based on ISO-7206 standard	47
This study	Open-porosity stem featuring a diamond lattice structure and made from Ti-6Al-4V alloy by L-PBF.	Yes	Static test based on ISO-7206 standard	31

To improve the stiffness reduction offered by the porous stem of this work, the following directions can be undertaken: a) the thickness of the distal shell can be decreased to reduce its contribution to the overall stiffness of the stem, and b) the local variation in the lattice structure porosity relying on the adjustable strut thicknesses can be applied as suggested in (M. Dumas et al., 2017). This porosity gradient can be realized using different topology optimisation schemes, such as that proposed in (Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016). Furthermore, the use of less stiff metallic materials than the Ti-6Al-4V of this study, such as metastable β -type titanium alloys (Brailovski et al., 2011; Yamako et al., 2014) could also be considered as an additional opportunity to reduce stem stiffness.

2.7.2 Experimental validation

The correlation analysis of the displacements and equivalent strain fields of the porous and dense stems are used for the validation of their numerical models. The methodology of the DIC direct strain field correlation has already been successfully used in some pertinent biomedical studies (Saber Amin Yavari, van der Stok, Weinans, & Zadpoor, 2013; Chanda, Dickinson, et al., 2015; Dickinson et al., 2010). As presented in (Charles Simoneau et al., 2017), the fully dense stem shows good correlation results for the displacement and the equivalent strain fields, regardless of the FoV (see Section 2.11 - Appendix B).

In this study, the ordered porous stem shows a good correlation as far as the total displacement fields are concerned: the linear regression slope of these analyses ranges between 0.89 and 0.95 for both FoVs. The equivalent strain field for the ventral field of view has a linear regression slope of ~ 1.37 and coefficient of determination of ~ 0.57 . This result is mainly due to the deviation between the strain fields of the DIC and FEA at the porous structure-dense material interface as shown by the 3D deviation map in Figure 2.10d. This signifies that the homogenized numerical model may be inappropriate to represent the abrupt transition behaviour from a compliant ($E^*=8.4$ GPa) porous structure to a more than ten-fold stiffer dense material ($E=114$ GPa). This also means that the apparent equivalent stress evaluated with the numerical model is not fully representative of this interface behaviour.

While many studies do suggest the use of the DIC technique for the experimental validation of the numerical models for porous structures (Ahmadi et al., 2014; S. Amin Yavari et al., 2015; Campoli et al., 2013; Amir Abbas Zadpoor & Hedayati, 2016), the concretization of such experiments remains a challenge due to the discrepancy between the non-continuous surface aspects of porous and cellular materials and the technological requirements of this 3D measurement technique. Indeed, works of (Genovese, Leeflang, & Zadpoor, 2017), consisting in the comparison of the DIC and FEA strain fields of additively manufactured porous structures via their direct modeling (see Figure 2.2), can offer a more reliable way to validate

numerical models of heterogeneous porous structures. Nevertheless, in this study, the numerical model of the ordered porous stem shows an acceptable agreement with the experiment, and can be considered as globally validated.

2.7.3 Manufacturing and modeling limitations

The CT inspection of the ordered porous stem led to the entrapment of a small volume of residual powder (3%) inside the distal part of the stem, which was then partially sintered during the stress relief treatment. Even though this powder does not significantly influence the mechanical behaviour of the stem, it represents a certain concern, since it can increase the risk related to the release of metal particles in the body.

Note in this context that the femoral stem featuring a stochastic porous structure (Charles Simoneau et al., 2017), which was also produced by L-PBF, showed much greater amounts of trapped powder: ~15.5% of the total volume of the stochastic porous structure, as compared to ~3% for the ordered porous stem of this study. The higher tortuosity inherent to stochastic porous structures, as compared to their ordered counterparts, can lead to complications related to the removal of the un-melted powder. Regardless of the type of porous structures involved, the designer must include features (holes, channels) allowing complete powder removal before any post-processing treatment, i.e., while the part is still attached to the build plate.

Another consideration applied to both ordered and stochastic porous structures concerns the use of scaling relations for their apparent mechanical properties evaluation. (Charles Simoneau et al., 2017) observed that the use of such a homogenisation approach led to a significant mismatch between the numerical model and the DIC measurements. Even though the homogenized numerical model of the ordered porous structure in this study shows much better agreement with experiments, the use of such a simplification bears significant limitations for a reliable assessment of local strain/stress values; the results obtained with this type of model should therefore be considered with caution.

2.7.4 Surface-to-volume and strength-to-stiffness ratios of the porous structures

The biological fixation of implants to bones using porous structures is more than simply a matter of pore size and porosity. As stated in Section 2.4, the surface-to-volume ratio (STVR) of implantable porous structures must be high enough to favor new bone cell formation (Kienapfel, Sprey, Wilke, & Griss, 1999; Leong, Cheah, & Chua, 2003). At some point, the STVR of the porous scaffold should minimally target that of bone tissue. Note that this bone characteristic is often referred to as the bone “specific surface” or “surface density” (Beaupré et al., 1990) or even the “bone surface per total volume (BS/TV)” (Fyhrie & Schaffler, 1995). For the diamond lattice structure, the STVR depends on the modeling input parameters (pore size and strut thickness), and, therefore, on porosity, as shown in Figure 2.11a. In this diagram, the STVR is plotted as a function of the structure porosity ϕ for the lattice structures having iso pore sizes of 300, 500 and 800 μm . For comparison, the corresponding diagrams for human bone (Martin, 1984) and a selected stochastic porous structure (Charles Simoneau et al., 2017) are plotted in Figure 2.11b and Figure 2.11c, respectively.

On the one hand, the maximum STVR $\approx 4 \text{ mm}^{-1}$ of the stochastic porous structure (Figure 2.11c) matches that of bone (Figure 2.11b). On the other hand, the diamond lattice structure of this study offers the possibility to control the STVR over a wide range of values, by varying the pore size and the strut thickness. For example, for the 300 μm pore size lattice, the STVR can exceed 6 mm^{-1} (Figure 2.11a) which is 1.6 times higher than that of bone (Figure 2.11b). This means that a lattice structure with a pore size of 300 μm with porosity ranging from 60 to 90% should allow an increase in bone ingrowth. However, this hypothesis should be verified since it contradicts some observations. For example, (Taniguchi et al., 2016) show that the implantation of diamond lattice samples in rabbit bones presents better bone ingrowth and greater detachment forces for a pore size of 600 μm as compared to 300 μm .

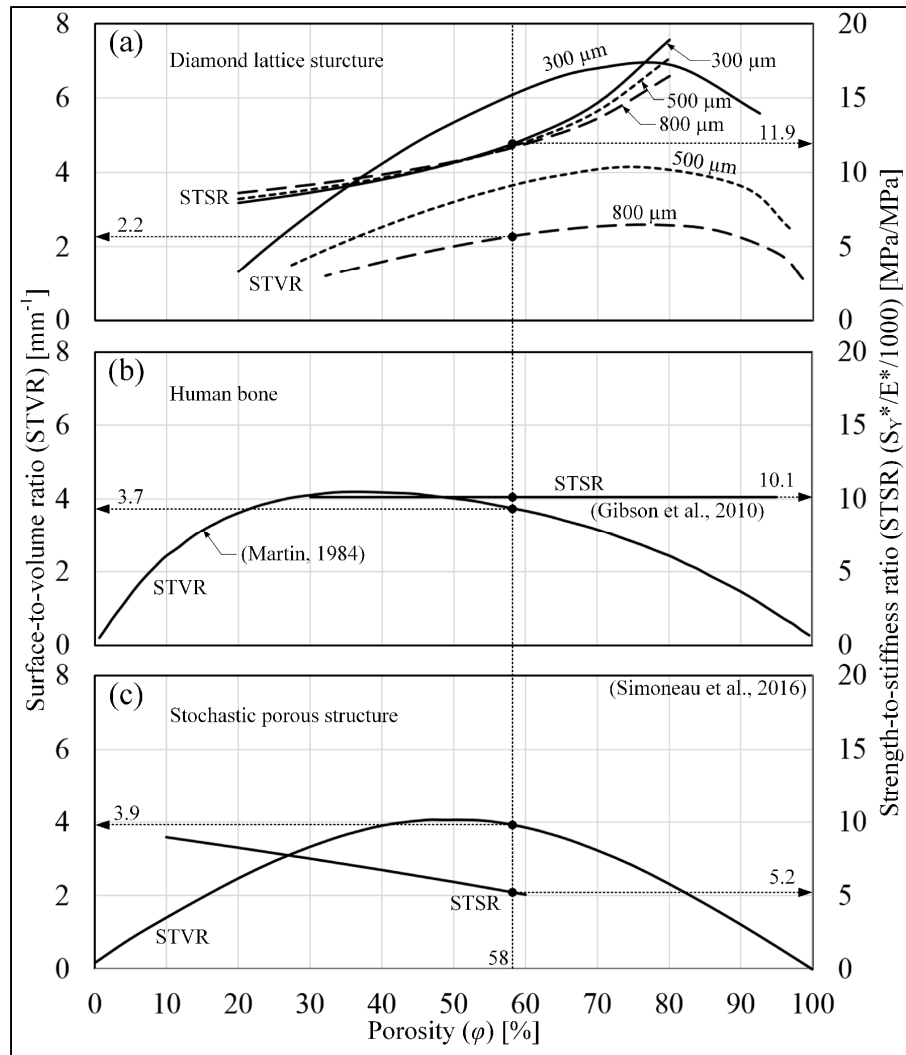


Figure 2.11 Diagrams of the STVR and the STSR for the:
 (a) diamond lattice structure of iso pore size of 300, 500 and 800 μm
 (b) human bone tissue and
 (c) stochastic porous structure

Furthermore, the mechanical properties of lattice structures must equally be taken into consideration. In this context, the strength-to-stiffness ratio (STSR), which corresponds to the ratio of the yield strength to the modulus of elasticity (S_Y^*/E^*), is also plotted as a function of porosity for the lattice structures with iso pore sizes of 300, 500 and 800 μm (Figure 2.11a). For comparison, the STSR-porosity diagrams for human bone (L. J. Gibson et al., 2010) and selected stochastic porous structures (Charles Simoneau et al., 2017) are plotted in Figure 2.11b and Figure 2.11c.

The higher the STSR of a porous structure, the more appropriate it would be for load-bearing applications, since it would combine low stiffness with high strength, i.e. the potential of lower stress shielding with longer fatigue life (Zhang et al., 2017). As seen in Figure 2.11a, the higher the porosity of the lattice structure, the greater the STSR values. Consequently, selecting the highest permissible porosity (FDA recommended 70%) would be preferable from this point of view.

Next, it appears that the STSR of bone is independent of the bony structure porosity (Figure 2.11b) and corresponds roughly to $S_{Y,S}/E_S/103 = 182 \text{ MPa}/18 \text{ GPa} \approx 10$. This ratio is obtained using the power functions for the modulus of elasticity and the compressive strength with respect to porosity given in (L. J. Gibson et al., 2010). To complete the comparison, the STSR of the stochastic porous structure (Figure 2.11c) decreases when the porosity increases. Consequently, in order to reach the STSR value of the bones using the stochastic porous structure of (Charles Simoneau et al., 2017), its porosity should be minimized, which is the opposite of what is recommended for the diamond lattice porous structure of this study.

To complete the material comparison, the STVR and STSR of the diamond lattice structure used in this study for pore size of 800 μm and porosity of 58%, the selected stochastic structure and the bone of the same porosity are annotated in Figure 2.11. The corresponding values are also grouped in Table 2.5 where it appears that the diamond lattice structure offers the highest value for the STSR but the lowest value for the STVR. Note again that the latter metric can be significantly improved when the pore size is reduced: for a pore size of 300 μm , the STVR becomes 6.1 mm^{-1} , which is higher than the STVR of the stochastic structure and bones.

Table 2.5 Comparison of the STVR and STSR for the diamond lattice structure (pore size of 300 μm), the selected stochastic porous structure and the bone for a porosity $\varphi = 58\%$

Metric	Diamond lattice structure with 800 μm pore size ($\varphi = 58\%$)	Stochastic porous structure (Charles Simoneau et al., 2017)	Human bone (Martin, 1984) & (L. J. Gibson et al., 2010)
STVR [mm^{-1}]	2.2	3.9	3.7
STSR [MPa/MPa]	11.6	5.2	10.1

The above notwithstanding, selecting an appropriate porous structure is impossible without considering absolute values of strength characteristics, which means that the ultimate design diagram for a porous structure must comprise a combination of Figure 2.3 and Figure 2.11. This suggests that the use of pore size and strut thickness gradients inside the femoral stem would allow the adjustment of the biological and mechanical characteristics locally, depending on their specific locations, such as the proximal region, the distal region or the core of the stem (Bahraminasab & Farahmand, 2017).

2.7.5 Future work

Although the FE model of the porous stem is validated, and it shows a substantial compliance improvement, there is a need for in vitro testing that would address the issue of stress shielding. These tests are analogous to the experiments performed in (Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016; Chanda, Dickinson, et al., 2015; Yamako et al., 2014) where the femoral stems are implanted into composite femurs and mechanically tested. In fact, the results obtained in this paper constitute a prerequisite for modelling such an implanted femur. This work is ongoing and actually focused on the numerical-experimental validation and strain field interpretation. Once this experiment is completed, the other design refinements discussed in Section 2.7.1 could be addressed.

2.8 Conclusion

This study presents the design approach for, and model assessment of, the porous femoral stem, which is part of a total hip prosthesis. The goal is to reduce stiffness of this stem as compared to its fully dense counterpart and allow bone ingrowth by integrating a regular diamond cubic lattice structure partially enclosed in a dense shell. Based on the results of the correlation and deviation analyses of the numerical and experimental displacement and strain fields, the numerical model of the femoral stem can be considered as generally validated.

This study does however have certain limitations, the most significant being the fact that our experiment and numerical simulations were only been applied to a stand-alone stem, as proposed by the ISO-7206-4 standard. Further in vitro experiments are therefore needed to assess the stress shielding reduction capacity of the current stem design by assessing a behavior of a stem-femur assembly under simulated biomechanical loading (ongoing work).

Finally, the analysis of the STVR and the STSR metrics allows further consideration of the potential of the diamond lattice structure. In the light of these observations, attaining a better porous implant for load-bearing applications, which covers the aspects of biological fixation and absolute mechanical strength, might depend on a controlled transition from the porous structure to the dense part of the stem (Brailovski & Terriault, 2016).

2.9 Acknowledgments

Financial support to realize this project has been granted by the Fonds de développement de l'ÉTS (FDETS) (Grant No. 862137), the Fonds de recherche du Québec – Nature et Technologies (FRQNT) (Grant No. 199265) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through Profs. Brailovski's and Terriault's Discovery Grants. The authors are thankful to these organisms.

2.10 Appendix A – Numerical and experimental correlation analysis for the total displacements of the porous stem

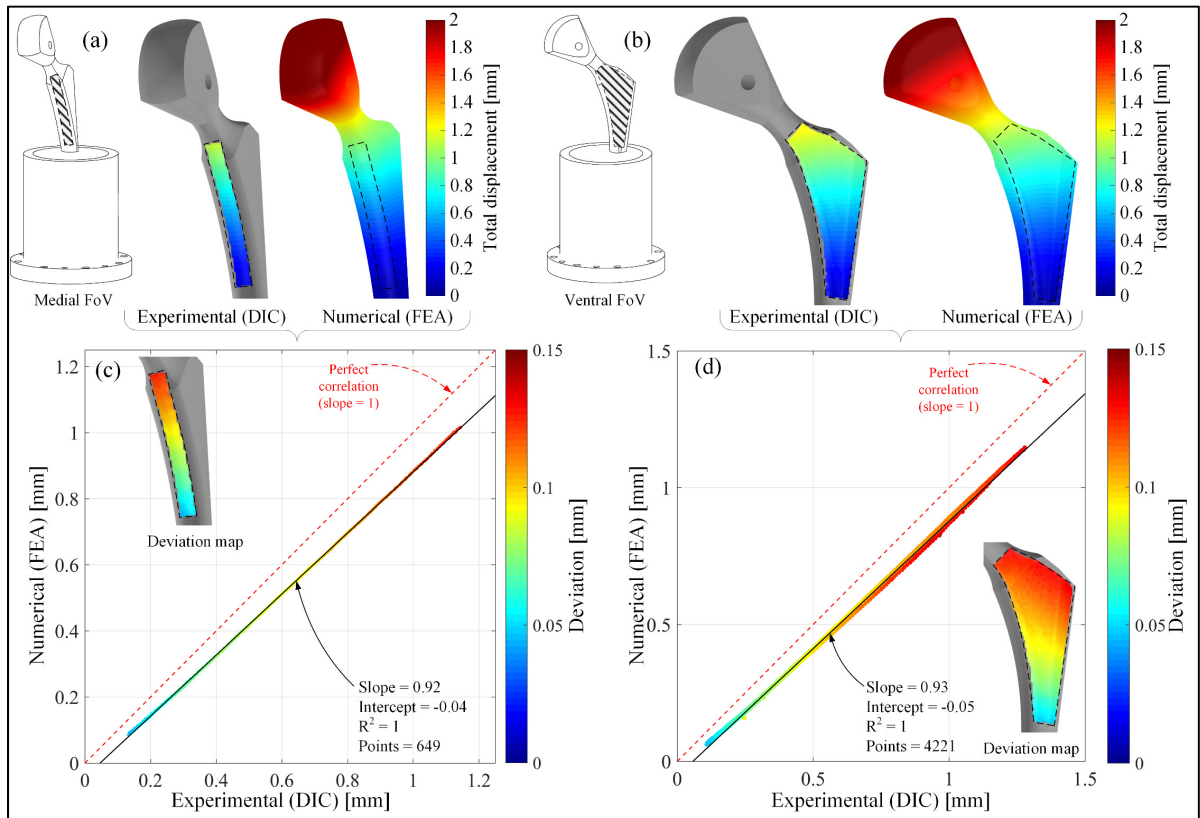


Figure 2.12 Correlation analysis between the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacements fields of the ordered porous stem

2.11 Appendix B – Numerical and experimental correlation analysis for the equivalent strains and the total displacements of the fully dense stem

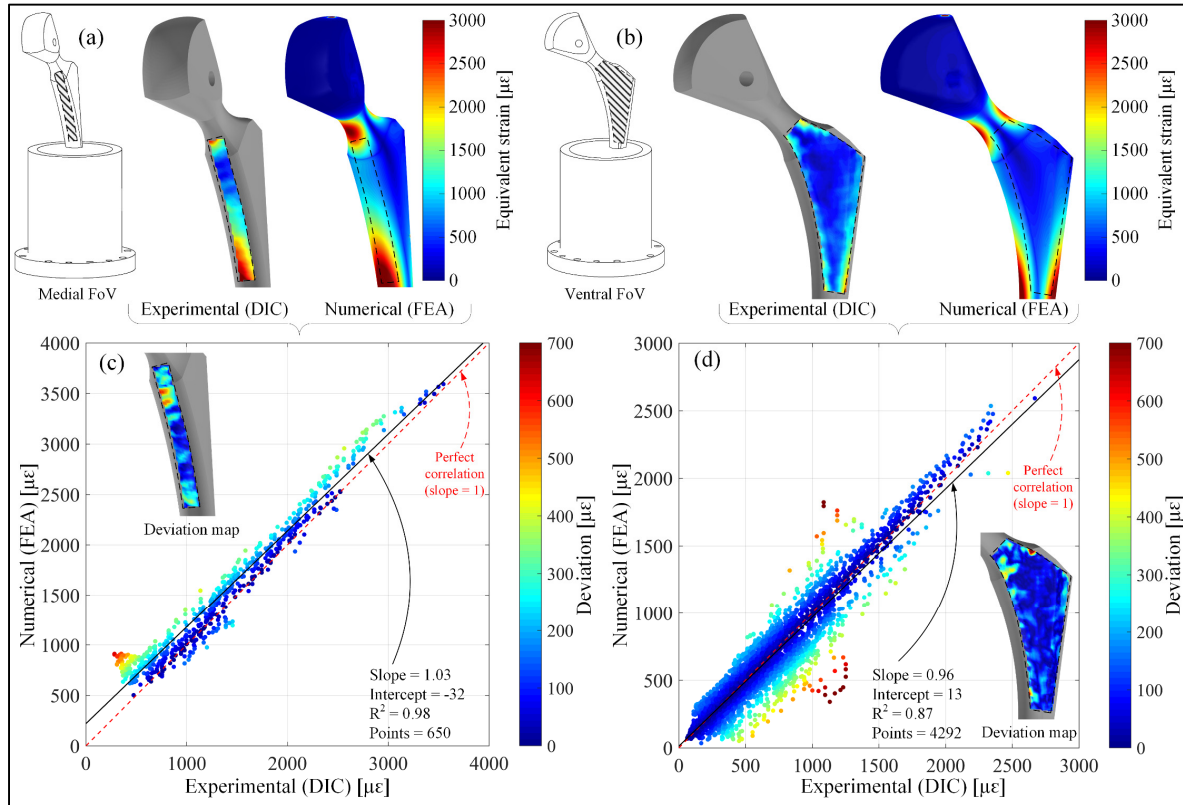


Figure 2.13 Correlation analysis between the experimental (DIC) and numerical (FEA) equivalent strain fields of the dense stem

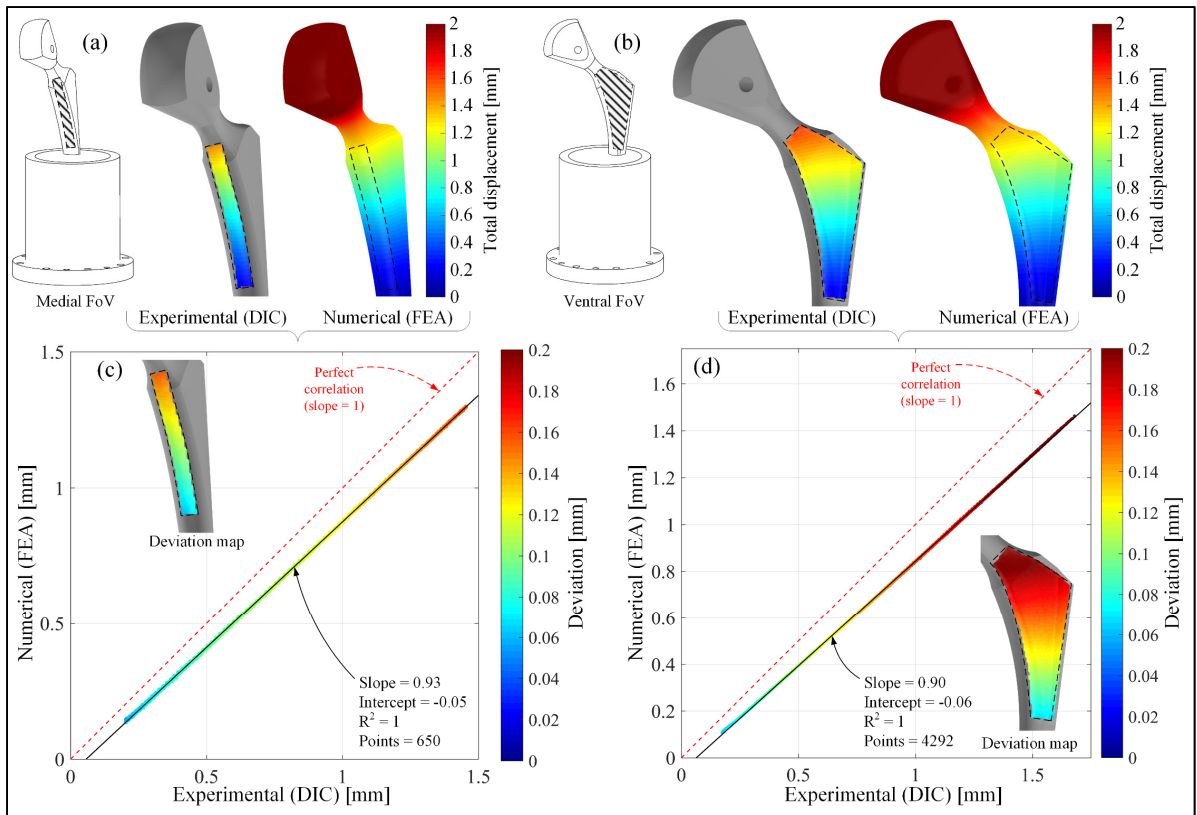


Figure 2.14 Correlation analysis between the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacement fields of the dense stem

CHAPITRE 3

DEVELOPMENT AND IN VITRO VALIDATION OF A SIMPLIFIED NUMERICAL MODEL FOR THE DESIGN OF A BIOMIMETIC FEMORAL STEM

Bruno Jetté, Vladimir Brailovski, Charles Simoneau, Mathieu Dumas, Patrick Terriault

Département de génie mécanique, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

Article publié dans la revue « Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials »,
vol. 77 (2018) p.539-550.

3.1 Avant-propos

Le chapitre précédent a présenté un concept de tige fémorale possédant une structure interne poreuse ordonnée ainsi que la création et de la validation expérimentale de son modèle numérique à l'intérieur d'un cas de sollicitation mécanique donné. Le présent chapitre enchaîne avec la reprise du même concept de tige qui est maintenant implanté dans un fémur synthétique pour des fins de simulations numériques et de validations expérimentales de façon analogue à la méthodologie du chapitre précédent. Cependant, l'approche qui suit vise à déterminer le potentiel de réduction de la résorption osseuse de la tige poreuse lorsqu'elle est comparée à sa version complètement dense.

3.2 Résumé

Les tiges fémorales métalliques denses et rigides qui sont implantées dans les fémurs au cours des arthroplasties totales de la hanche produisent un effet de déviation des contraintes puisqu'elles modifient la répartition naturelle du chargement dans l'os. À long terme, la nature adaptative des os conduit à la résorption osseuse, au descellement aseptique des implants et à la nécessité d'une révision de l'arthroplastie. La conception de nouvelles tiges fémorales non cimentées qui intègrent des structures à porosité ouverte peut réduire la rigidité globale des tiges, leur permettant une meilleure correspondance avec celle des os, et améliorer leur fixation

grâce à la croissance osseuse qui, par conséquent, réduit le risque d'une implantation non durable.

Cet article vise à développer et valider un modèle numérique simplifié de déviation des contraintes par l'évaluation des niveaux de résorption ou de formation osseuse en comparant les distributions des déformations équivalentes à la surface des fémurs intacts et implantés qui sont soumis à un chargement biologique donné. Deux tiges fémorales produites à partir de l'alliage Ti-6Al-4V par fusion laser sur lit de poudre sont utilisées: la première est entièrement dense, tandis que la seconde intègre à l'intérieur une structure cellulaire apparentée à l'architecture du réseau atomique cristallin du diamant. La validation consiste en une comparaison des diagrammes forces-déplacements obtenus numériquement ainsi que des champs de déplacements et de déformations avec leurs équivalents expérimentaux qui sont obtenus en utilisant la technique de corrélation d'images numériques.

Les modèles numériques ont montré une concordance raisonnable entre les diagrammes forces-déplacements. En outre, des résultats satisfaisants pour les analyses de corrélation entre les déplacements totaux et des champs de déformations équivalentes ont été obtenus. L'effet de déviation des contraintes dû aux implants a été évalué en comparant les champs de déformations équivalentes des fémurs implantés et intacts. Les résultats obtenus ont prédit moins de résorption osseuse pour le fémur implanté avec la tige poreuse comparativement à celui implanté avec la tige dense.

3.3 Abstract

Dense and stiff metallic femoral stems implanted into femurs for total hip arthroplasties produce a stress shielding effect since they modify the original load sharing path in the bony structure. Consequently, in the long term, the strain adaptive nature of bones leads, to bone resorption, implant loosening, and the need for arthroplasty revision. The design of new cementless femoral stems integrating open porous structures can reduce the global stiffness of

the stems, allowing them a better match with that of bones and provide their firm fixation via bone ingrowth, and, thus reduce the risk of implantation failure.

This paper aims to develop and validate a simplified numerical model of stress shielding, which calculates the levels of bone resorption or formation by comparing strain distributions on the surface of the intact and the implanted femurs subjected to a simulated biological loading. Two femoral stems produced by laser powder-bed fusion using Ti-6Al-4V alloy are employed: the first is fully dense, while the second features a diamond cubic lattice structure in its core. The validation consists of a comparison of the numerically calculated force-displacement diagrams, and displacement and strain fields with their experimental equivalents obtained using the digital image correlation technique.

The numerical models showed reasonable agreement between the force-displacement diagrams. Also, satisfactory results for the correlation analyses of the total displacement and equivalent strain fields were obtained. The stress shielding effect of the implant was assessed by comparing the equivalent strain fields of the implanted and intact femurs. The results obtained predicted less bone resorption in the femur implanted with the porous stem than with its dense counterpart.

3.4 Introduction

3.4.1 Bone remodeling and biomimetic hip implants

Bones are subjected to mechanical stimulations and they self-organize their topologies to provide adequate stiffness and strength with minimum quantity of mineral matter. This principle, often referred to as the Wolf's law (Cowin, 1986), postulates that, the process of bone remodeling results in either bone formation or resorption, depending on the level of mechanical stimulations (Rik Huiskes, Ruimerman, van Lenthe, & Janssen, 2000).

Due to the prevailing quality of life leveling and improving, patients suffering of joint pain and undergoing total joint arthroplasties, including total hip arthroplasty (THA), are getting younger and younger (Pivec et al., 2012). Consequently, such prostheses must be able to last

longer than ever, while supporting the lifestyles of these more active young patients (Learmonth et al., 2007; Mirza et al., 2010). However, the stiffness mismatch between the conventional metallic prostheses and the host bony structures (M. Niinomi & Nakai, 2011) creates stress shielding in implanted bones, which is one of the root causes of the reduced lifespan of commercial THAs (Bobynd et al., 1990; Ridzwan et al., 2007). New implants, which would be mechanically compatible with surrounding bones, while offering an adequate mechanical resistance to guarantee life-lasting service for the patient, must therefore be developed (Learmonth et al., 2007).

3.4.2 Studies on the stem design and stress shielding

Numerous studies have already targeted various femoral stem design features with the objective of reducing the stems' stiffness. The proposed solutions include an optimum selection of the stems' constitutive materials (R. Huiskes et al., 1992; J. H. Kuiper & R. Huiskes, 1997; Weinans, Huiskes, & Grootenboer, 1992), geometry (Boyle & Kim, 2011a; Chanda, Gupta, & Kumar Pratihari, 2015; Chen, Tsai, Lin, & Tseng, 2014; Gross & Abel, 2001; Joshi, Advani, Miller, & Santare, 2000; Ridzwan, Shuib, Hassan, Shokri, & Ibrahim, 2006; Bert van Rietbergen & Huiskes, 2001), and internal structure (Hazlehurst, Wang, & Stanford, 2014b; Khanoki & Pasini, 2012; Saravana Kumar & George, 2017; Yan, Berthe, & Wen, 2011). The latter works proposed the use of open interconnected porous structures for stiffness reduction and implant fixation via bone ingrowth. This last feature should also improve load sharing between the bony structures and the implant, as compared to the conventional bone-binding coatings (Anguiano-Sanchez et al., 2016; Hedia & Fouda, 2014).

Different models have been developed to evaluate the impact of a stiffness mismatch between the femoral stem and surrounding bony structure on the bone mass redistribution after implantation (bone remodeling). Some models aimed to predict the post-remodeling bone density using different numerically calculated indicators of mechanical stimulation (strain and strain energy densities, or stresses), and the experimentally measured bone resorption and formation rates as functions of these indicators (Beaupré et al., 1990; R. Huiskes et al., 1992;

Turner et al., 2005); other models for their part aimed to predict the post-remodeling bony structures using topology optimization algorithms based on the global strain energy minimization (Boyle & Kim, 2011a). Both remodeling simulation approaches were compared to the clinical results and showed reasonable agreements (Boyle & Kim, 2011b; B. V. Rietbergen et al., 1993). However, the direct implantation of such numerical models in the implant design optimization algorithms is hindered by the need for intensive computer resources.

Other approaches to designing femoral stems with reduced stress shielding are based on direct comparisons of some key metrics calculated for the implanted and intact femurs, such as their global stiffness, strain and stress distributions, or shear stresses at the implant interface (Chen et al., 2014; Hedia & Fouda, 2014; Ridzwan et al., 2006). However, the vast majority of such models have not been experimentally validated, which limit their utility for design optimization algorithms (ASME, 2012; L. Cristofolini et al., 2010).

Furthermore, to experimentally evaluate the level of stress shielding, some experiments have been performed on the stem designs using the digital image correlation (DIC) technique, which provides much richer data than the legacy strain gauge measurements (Decking, Puhl, Simon, & Claes, 2006; Limmahakhun et al., 2017; Oh & Harris, 1978; Otani, Whiteside, & White, 1993; Yamako et al., 2014). Among the works using DIC, (Tayton, Evans, & O'Doherty, 2010) studied the strain field variations on the surface of an artificial femur implanted with two femoral stems, which were geometrically identical, but made of different materials, such as titanium alloy and carbon fibre-reinforced polymer. In this work however, the authors limited their DIC strain measurements to only 80 points averaged within 8 zones distributed along the shaft axis of the femur, and did not offer any modeling data to extend their analysis to the entire femur surface. Next, (Chanda, Dickinson, et al., 2015) compared the DIC strain fields of the intact and the implanted femurs to the results of numerical modeling, with the objective of evaluating changes in the equivalent strain fields within seven Gruen zones of the stem (Gruen, McNeice, & Amstutz, 1979). Unfortunately, the validation of the numerical model performed in this work covered only a very limited area of the full strain field of the femur surface.

Finally, (Arabnejad, Johnston, Tanzer, et al., 2016) used an extension of the bone remodeling theory of (Weinans et al., 1992) to compare the level of stress shielding resulting from the implantation of a femoral stem featuring an aperiodic and graded porous structure and its fully dense replica. In this work, no direct comparison between the numerically calculated and the DIC-measured strain fields was provided, which limits the confidence in the conclusions the authors came to regarding the stress shielding reduction efficiency of their stem.

The issue of stress shielding continues to attract significant interest even after several decades of research and design iterations (Bahraminasab & Farahmand, 2017; Mirza et al., 2010; Murr, 2017). With the metal additive manufacturing (AM) technologies now being used to produce functional components with intricate designs (Huang, Liu, Mokasdar, & Hou, 2013), direct integration into the stem designs of engineered cellular (lattice) structures can be used to reach a twofold objective namely, to reduce stress shielding and improve stem fixation (Sing, An, Yeong, & Wiria, 2016). The main objective of this work is to support the creation of a numerical tool capable of optimizing the design of such a biomimetic femoral stem.

3.4.3 Scope of the study

The approach used in this work includes numerical simulations and experimental testing of the intact and the implanted femurs, with the later configuration including two geometrically identical femoral stems: the fully dense stem and the stem containing a diamond cell lattice structure. Note that the numerical models of these stems have already been experimentally validated in a standalone configuration (B. Jetté, Brailovski, Dumas, Simoneau, & Terriault, 2018).

3.5 Materials and methods

3.5.1 Engineering and technological workflow

The model development and validation process consists of CAD modeling, numerical simulations and mechanical testing of the intact and implanted femurs. In this study, “model 3406” large left composite femurs (SAWBONES, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, WA, USA) were used. Numerous studies on these synthetic femurs have already demonstrated an adequate inter- and intra-specimen repeatability of their geometry and mechanical properties (Grassi et al., 2013; Väänänen et al., 2013) and similarity of their mechanical behavior to that of human femurs (Luca Cristofolini, Viceconti, Cappello, & Toni, 1996; Heiner, 2008; Papini, Zdero, Schemitsch, & Zalzal, 2006). The CAD modeling of the intact and implanted femurs was carried out using the CATIA V5 R21 package (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France), while their numerical simulations were realized using the ANSYS Mechanical APDL 17.2 software (ANSYS, Canonsburg, PA, USA). The mechanical testing of the intact and implanted femurs was performed on an MTS Alliance RF/200 system (Eden Prairie, MN, USA), where the full displacement fields were recorded using an ARAMIS 5M stereoscopic camera system and processed, using conjunction of the ARAMIS 2016 software (GOM GmbH, Braunschweig, Germany) and of original processing routines developed in the MATLAB R2016 environment (MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

3.5.2 Modeling of the test constructs

As shown in Figure 3.1, the test construct used in this study adopts one of the following three configurations: an intact femur (Figure 3.1a), a femur implanted with a fully dense stem (Figure 3.1b and c) and a femur implanted with a stem incorporating the diamond cubic lattice structure (Figure 3.1b and d). The integration of such an open porous structure should reduce the implant stiffness and allow bone ingrowth, thus promoting an adequate load sharing between the bone and the implant, and avoiding loss of bone mineral density (Rik Huiskes et al., 1987). As illustrated in (B. Jetté et al., 2018), the diamond cell porous structure provides a number of advantages as compared to other cellular structures: quasi-isotropy of mechanical

properties, self-supporting geometry allowing their manufacturing using laser powder-bed fusion, and a surface-to-volume ratio which is equal to or greater than that of human bones. To model such a porous structure, the hexagonal strut thickness and the major pore size, defined as the largest circumscribed sphere that fits in the base unit cell, must be specified (Figure 3.1e).

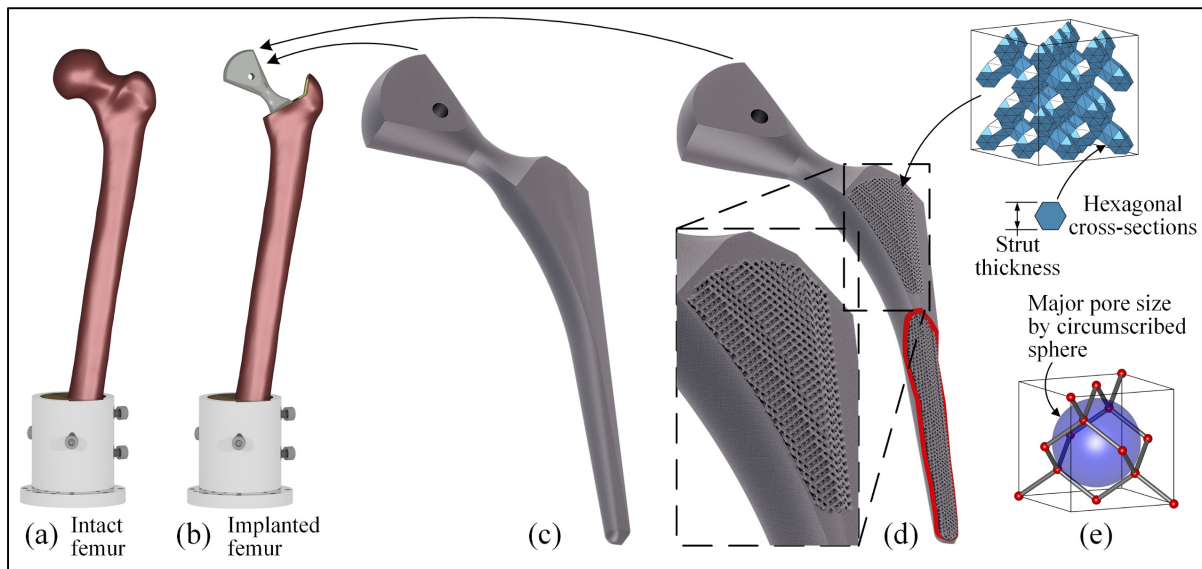


Figure 3.1 Intact (a) and implanted (b) test constructs of the current study, (c) fully dense femoral stem, (d) femoral stem incorporating the lattice porous structure and showing a cutaway view to the internal structure in the distal part, (e) diamond cubic lattice crystal arrangement and major pore schematization

The CAD model of the composite femur, including the volumes representing the cortical and the cancellous bones, is built using the computerized tomography (CT) dataset, whereas the CAD model of the femoral stem geometry is drawn from the "Secur Fit™ MAX" model 6052 0830A (Stryker Corporation, MI, USA). The resection of the femoral head of the femur, as well as the implantation and positioning of the stem, are based on the surgical protocol proposed by the manufacturer (Stryker Corp., 2009). The geometrical definitions and references of the neck, shaft and mechanical axis of the femur are based on the instructions provided in (Stojkovic et al., 2009; Yoshioka, Siu, & Cooke, 1987).

The stem is hollowed, and its core is filled with the diamond cubic lattice structure (Figure 3.1d). The modeling and manufacturing of such a porous stem is explained in detail in (B. Jetté et al., 2018), whereas the modeling and mechanical characterization of the lattice structure are presented in (M. Dumas et al., 2017). Both dense and porous stems are produced from Ti-6Al-4V alloy using an EOSINT M280 laser powder-bed fusion system (EOS GmbH, Munich, Germany).

To reduce the sources of uncertainty during validation of the numerical model, the intact and the implanted femurs of this study are loaded by applying a quasi-static downward force to a specific point of the femoral head. The overall orientation of the femur for this test setup is based on the guidelines of the ISO 7206-4 (2010) standard developed for the fatigue life assessment of femoral stems. Figure 3.2 illustrates this orientation with angles of 9° and 10° in the medial and ventral planes, respectively.

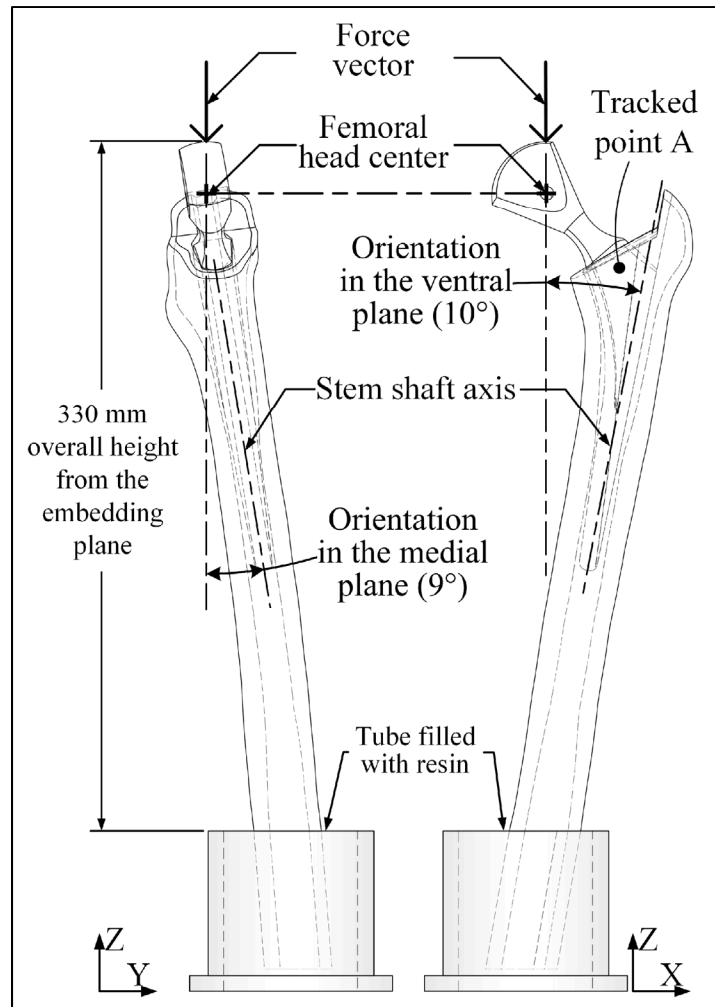


Figure 3.2 Femur and stem orientation in the test construct (position adopted from ISO 7206-4 2010)

3.5.3 Preparation of the test constructs

The preparation of the test constructs consisted in the embedding of the distal extremities of the composite femurs into tubular supports, femoral heads resection and stems cavity machining. Firstly, the distal parts of the femurs were cut to an overall length of 394 mm. Then, the femoral heads of two femurs were resected, and the stems cavities were machined using a conventional 3-axis computer numerical control (CNC) system. For the machining, the femurs were oriented, using a custom jig, to position their cavities parallel to the z axis of the CNC system. Afterwards, the intact and resected femurs were embedded in resin (AdTech Marine

Systems ProBuild Epoxy Resin, Axson technologies, Madison Heights, MI, USA), in order to respect the orientation planes of the CAD model (Figure 3.2); they were then maintained for 24 hours until the resin solidified. Next, one of the resected femurs was implanted with the fully dense stem, and the other one, with the porous stem.

The quality of the femoral stems implantation was assessed using X-ray radiographs in the anterior-posterior (ventral) and lateral-medial viewing directions obtained with an XT H 225 micro-CT system (Nikon Metrology, Brighton, MI, USA). The beam parameters were 160 kV and 100 μ A, with 0.25 mm copper filtration, while the images were acquired with an exposure time of 708 ms and by averaging 32 frames. The in-plane image resolution obtained was about 11 microns per pixel. The radiographs of the intact femurs were superimposed on those of the implanted femurs. Finally, for the DIC purposes, the femurs were sprayed with black and white paint to create a 50/50 coverage of a stochastic speckle pattern with an average dot size of 0.7 mm.

3.5.4 Experimental testing and numerical analysis

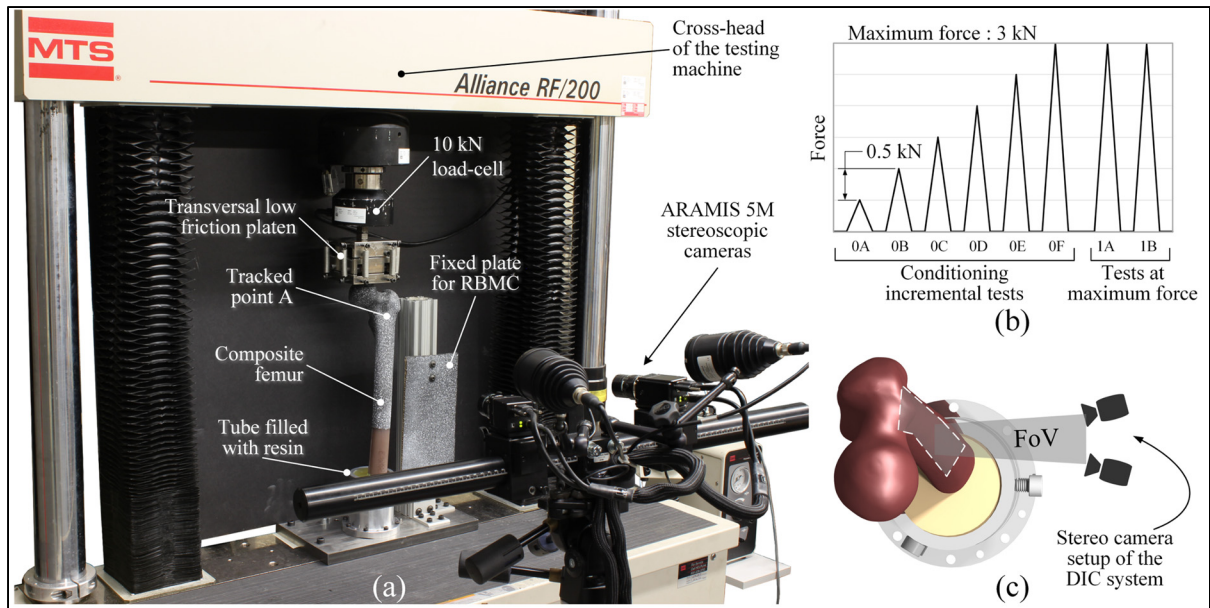
3.5.4.1 Experimental testing

Mechanical testing was carried out as illustrated in Figure 3.3a. The test constructs were mounted on the testing machine using an interface plate equipped with locating pins in order to precisely position the construct with respect to the machine loading axis and simulate the loading conditions of the finite element (FE) model. During the test, the applied force was controlled using an MTS ± 10 kN load cell, while the displacement fields were recorded using an ARAMIS 5M stereoscopic camera system and the GOM ARAMIS v6.3 software. As suggested by the ISO standard, a transversal low-friction platen equipped with roll bearings was connected to the load cell to minimize the off-axis loads on the femoral head. Additionally, a rectangular plate was rigidly fixed to the lower mounting plate of the setup and covered with the stochastic speckle pattern, to allow the rigid body movement compensation (RBMC) in the post-processing software.

Figure 3.3b illustrates the testing protocol. The process began with the precondition phase of testing, which consisted in applying an incrementally increasing load up to a maximum force of 3 kN, which corresponds to the maximum body weight force factor on the femoral head (~335% BW) for the daily common activities (Bergmann et al., 2001) and the corresponding body mass of 90.8 kg for the actual femur (Heiner & Brown, 2001). This phase was followed by the application of two consecutive loading-unloading cycles at a maximum force of 3 kN with simultaneous recording of the applied force and the displacement fields.

The cameras' setup used lenses with a focal length of 12 mm and two diffuse LED lights directed towards tested constructs. The cameras were positioned at a relative angle of 25° and at a measuring distance of 470 mm, which led to an image resolution of 0.14 mm/px. Figure 3.3c shows a schematic coverage of the field of view (FoV) observed with the cameras. During testing, the images were acquired at a frequency of 0.5 Hz, while for the totally unloaded and the maximally loaded states, the tested constructs were kept still, to allow the recording of a minimum of 3 consecutive images.

The image sequences were post-processed with the ARAMIS software using a subset size of 25 pixels, a point distance of 20 pixels and strain computation size of 4 points, which resulted in a strain reference length of 10.5 mm (Rankin, Dickinson, Briscoe, & Browne, 2016). Spatial and temporal averaging filters were applied during post-processing to reduce the noise affecting displacement and strain fields' measurements. The equivalent strain "noise floor level" was evaluated at 155 $\mu\epsilon$ by computing three times the standard deviation (3σ) of a sequence of three images taken from the unloaded construct. Note that this noise value is comparable to 100 $\mu\epsilon$ mentioned in manufacturer's specifications (GOM GmbH, 2009).



3.5.4.2 Numerical analysis

The CAD models of the intact and implanted femurs were used to build two FE models of the test construct (ANSYS) in which the loading vector of the testing machine was aligned with the z axis of the coordinate system. The model comprised the femur containing the exterior (cortical bone) and the interior (cancellous bone) volumes, the femoral stem (in the case of an implanted femur), and the embedding resin (Figure 3.4). The mesh was built using SOLID187 tetrahedron elements with size refinements at the embedding interface, at the femoral neck region, and at the force application point, as illustrated in Figure 3.4. The femoral stem FE model was also refined at the stem neck and distally at the open porous region (Figure 3.4c). A meshing convergence analysis on the maximum stress of each volume provided an average element size of 4 mm for the volume of cortical bone, 2 mm for that of the cancellous bone, and 0.8 mm, for the femoral stem. However, for the data post-processing and correlation analysis with the DIC results, the mesh size corresponding to the cortical bone was downsized to 3 mm. The global element counts were of 445,088 and 3,099,258 for the intact and the implanted configurations, respectively. The cortical bone, the cancellous bone and the

embedding resin were given moduli of elasticity of 16.7, 0.155 (Chanda, Dickinson, et al., 2015) and 3.7 GPa, respectively. The femoral stem was assigned with a modulus of elasticity of 114 GPa for its dense part, and 8.4 GPa for its homogenized porous part (B. Jetté et al., 2018). Note that the mechanical properties of the porous part were defined according to the mechanical and biological requirements of the maximized strength, reduced stiffness, specific pore size and manufacturability.

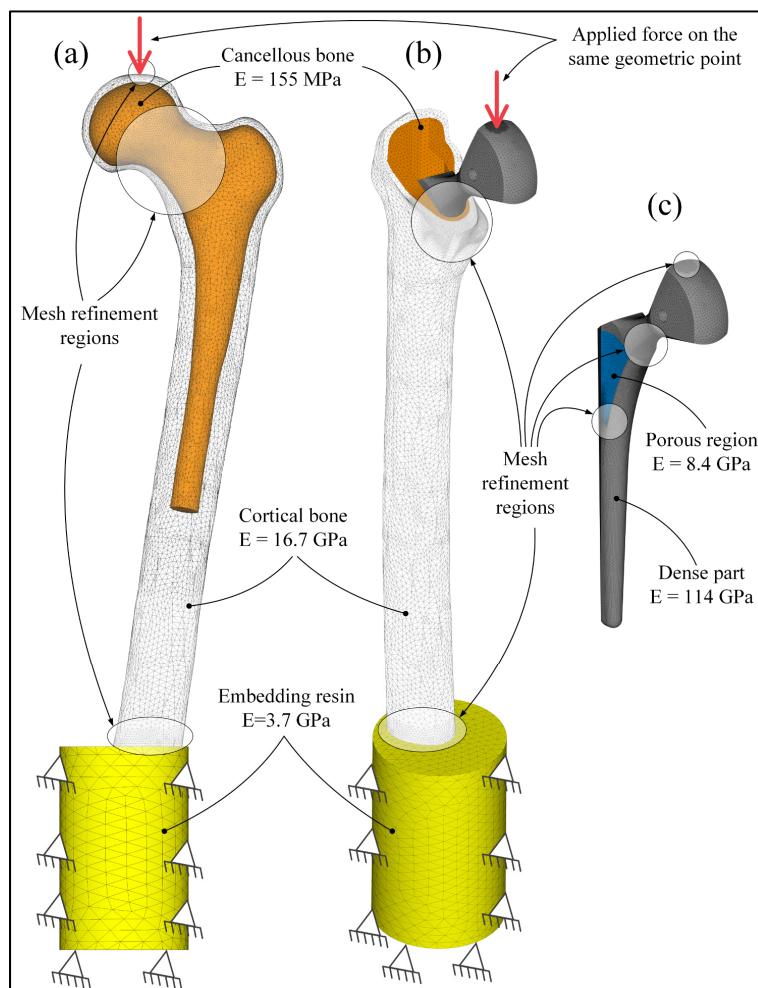


Figure 3.4 Mesh and boundary conditions used for the FE analysis (FEA) of: (a) the intact femur, (b) the implanted femur, and (c) an isolated view of the porous femoral stem

All materials were considered isotropic, fully elastic and assigned with a Poisson ratio of 0.3, except for the cortical bone, which was assigned with a value of 0.26 (Grassi et al., 2013).

Fully bonded contact conditions were used between all the components of the tested construct, and a downward force of 3 kN was aligned along the z axis and applied incrementally with 10 loading steps to the surface nodes circumscribed in a circle of 2.5 mm in diameter to minimize stress singularities. The bottom plane and the outward cylindrical surface of the embedding resin were constrained to null displacements, and the large displacement option was activated.

3.5.5 FE model validation: comparison of the numerical and experimental data

The experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacement and equivalent strain fields were directly compared to validate the simulations. The comparison workflow started in the ARAMIS environment, where the DIC surfaces were superimposed on the femur's CAD model. Additionally, the rigid body movement compensation (RBMC) routine was applied, using the fixed plate of the test setup (Figure 3.3a). Then, a strain mask was defined on the DIC surface to ignore the irregular strain data on the outer margin of the surface (Chanda, Dickinson, et al., 2015; Dickinson et al., 2010; Grassi et al., 2013). Next, the STL file of the DIC surface was saved, in combination with the displacement and strain data, in a CSV file for further processing within the MATLAB environment. Similarly to the DIC data, the numerical data of the elements and nodes were exported from ANSYS as text files.

The STL files of the main assembly, the DIC and the FE data were imported into the MATLAB environment using a custom script. Afterward, using the Metch toolbox (Fang, 2008), the DIC data were superimposed on the FE mesh, and the corresponding FE data were compared using barycentric interpolation on the triangular surface elements. Then, the linear correlation analyses were performed using the FE and DIC vector data with a confidence interval of 95%. The FE data set corresponded to a fixed applied force of 3 kN, while the experimentally measured displacement and strain fields were obtained from the DIC measurements corresponding to an experimentally applied force of $3 \pm 0.35\%$ kN. Finally, the deviation and the surface data were plotted for graphic representation.

3.5.6 Bone resorption via bone remodeling (numerical assessment)

The level of stress shielding resulting from the presence of a stem in the femur cavity was numerically assessed by comparing the equivalent strain fields of the implanted femurs ε_{eq} to the equivalent strain field of the intact femur $\varepsilon_{eq,ref}$ (reference state). This comparison allows the identification of zones in the femur where bone tissue will be resorbed, formed or maintained unchanged (homeostasis), as a result of the implantation. Concretely, bone formation was predicted when $\varepsilon_{eq} > (1 + s)\varepsilon_{eq,ref}$, while bone resorption was predicted when $\varepsilon_{eq} < (1 - s)\varepsilon_{eq,ref}$, with s being the bone remodeling threshold. Consequently, homeostasis was maintained when ε_{eq} was encompassed in the $[(1 - s)\varepsilon_{eq,ref}, (1 + s)\varepsilon_{eq,ref}]$ interval (Figure 3.5).

This formulation was adapted from the bone remodeling theory proposed in the early works of (Rik Huiskes et al., 1987). In our work, however, the strain fields of the implanted and the intact femurs were compared immediately after the implantation, thus neglecting the factor of time leading to the bone remodeling process completion (Bert van Rietbergen & Huiskes, 2001). An $s=0.6$ bone remodeling threshold value was selected since this value allowed a successful comparison of the numerically predicted bone mass redistribution in the implanted femurs with the corresponding clinical dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) images (Turner et al., 2005).

In this study, the numerically calculated equivalent strain fields appearing under load on the surface of the implanted and intact femurs are compared to identify three sub-zones, referred to as the bone resorption, the homeostasis and the bone formation sub-zones. Despite that the phenomenon acts on the entire volume of the femur, only the outer (cortical) body undergoes such a segmentation since most of bone remodeling occurs in this part of the femur (Yan et al., 2011).

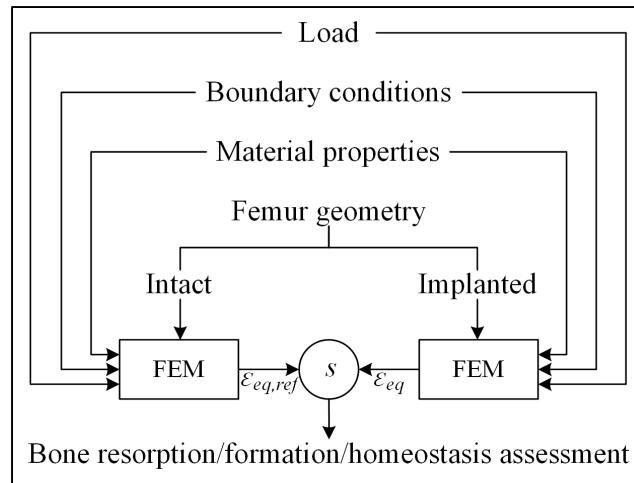


Figure 3.5 Diagram of the numerical post-THA stress shielding assessments

3.6 Results

3.6.1 X-ray radiographic inspection

The quality of implantation of the femoral stems in the composite femurs was verified using X-ray radiographs of both the intact and implanted femurs. Superimpositions of the radiographs of both implanted femurs are shown in Figure 3.6a and Figure 3.6b for the dense stem assembly and the porous ordered stem assembly, respectively. As it can be seen, the CNC machining of the stem cavity allowed the precise positioning of the stems with respect to the CAD model and the surgical protocol of the commercial reference stem.

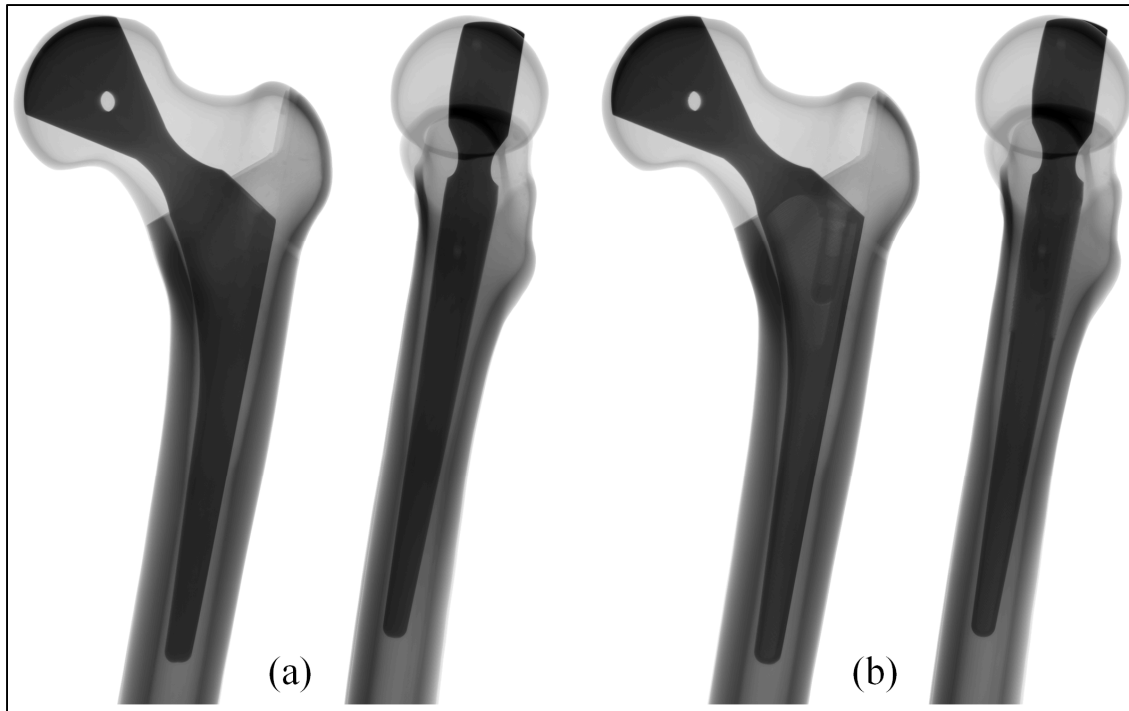


Figure 3.6 Superimposition of the x-ray radiographs of the intact and implanted femurs in the anterior-posterior (A-P) and in the lateral-medial (L-M) directions of the: (a) dense stem, (b) porous ordered stem

3.6.2 Force-displacement diagrams

The validation of the numerical model begins with the comparison of the force-displacement diagrams obtained for the intact and implanted constructs. For each construct, Figure 3.7 shows the typical force-displacement diagrams corresponding to the tracked point A (Figure 3.2 and Figure 3.3) in the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacement fields. These diagrams are presented for the total displacements only, since the vertical displacements (along the z axis) on the femur surface (point A) were too small in magnitude when compared to the resulting DIC spatial resolution (Section 3.5.4.1). Consequently, the total displacement measurements are mostly influenced by the displacements along the x (horizontally) and y axis, with the latter pointing towards the axis of the camera system.

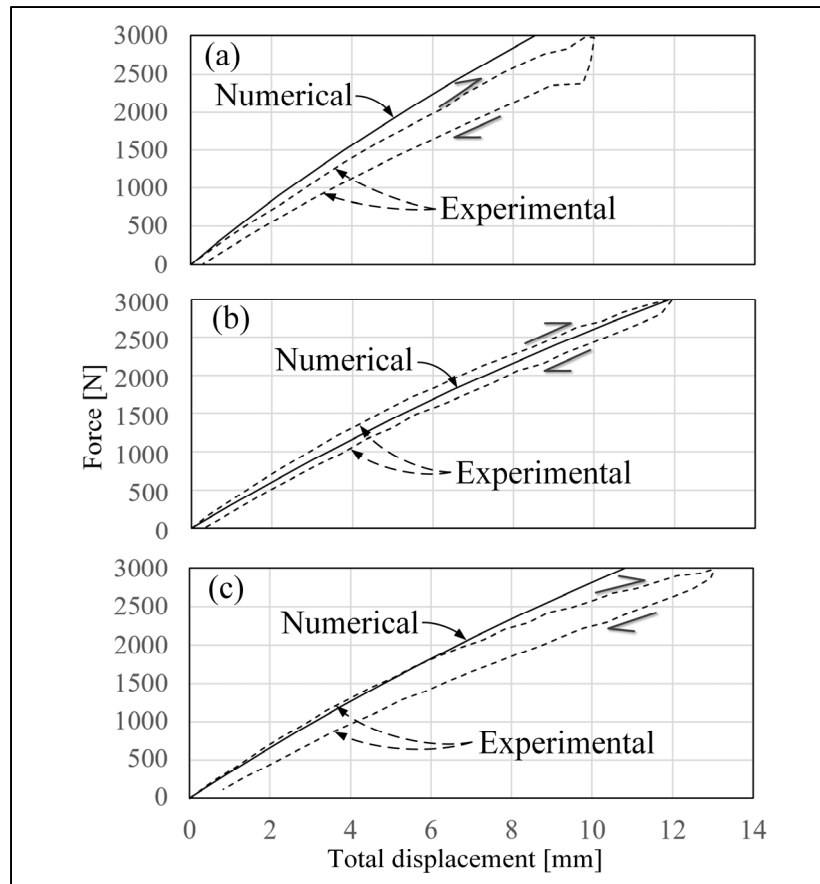


Figure 3.7 Force-displacement diagrams of the corresponding tracked point in the experimental (DIC) and numerical (FEA) total displacement fields for (a) the intact femur, (b) the femur implanted with dense stem, and (c) the femur implanted with porous stem

As can be observed in Figure 3.7, the femurs' behavior is not linear, hence the use of several load steps and the large displacements option in the numerical model (Section 3.5.4.2). Moreover, despite a moderate difference in the numerical and experimental diagrams for the intact femur (Figure 3.7a) and the femur implanted with the porous stem (Figure 3.7c), the numerical models enable an acceptable prediction of the force-displacement diagrams. Furthermore, it can be seen that the intact femur has a higher global stiffness as compared to its implanted counterparts. This is due to the difference in the load paths followed in the intact and implanted femurs: in the intact femur, the load is directly conveyed via its stiff reinforced

epoxy shell (cortical bone), whereas in the implanted femur, it is transferred from the stem to the stiff shell via soft polyurethane foam, which represents cancellous bone.

3.6.3 Correlation analysis of the DIC and FEA results

The validation of the numerical model is realized via the linear correlation and deviation analyses of the numerically calculated and experimentally measured total displacement and equivalent strain fields. The analyses are conducted for each construct loaded with the maximum force of 3 kN. Table 3.1 contains the statistics evaluated for each field and femur configuration, such as the slope, the intercept and the coefficient of determination (R^2). The correlation analyses for the total displacements present reasonable agreements with the observed slope ranging from 0.84 (intact femur) to 0.96 (both implanted femurs), and with the intercept mean values ranging from -0.33 to 0.47, regardless of the construct. Figure 3.10, presented in Appendix A (Section 3.11), depicts typical linear correlation and deviation diagrams for the total displacements in combination with the respective numerical and experimental fields for each femur configuration.

The numerical equivalent strain fields present better correlation results as seen in Table 3.1, where the mean slopes are 1.06, 0.99 and 0.95 for the intact femur and for the femur implanted with the dense and the porous stems, respectively. Moreover, R^2 values for the equivalent strains are less convincing than the perfect ones observed for the total displacements, but this may be explained by the introduction of noise in the strain calculations of the DIC system. To visually appreciate the statistics evaluated for the equivalent strain analyses, Figure 3.8 depicts the typical numerical and experimental fields accompanied by the correlation and deviation diagrams for each femur configuration.

Table 3.1 Correlation statistics between the experimental and numerical data for the total displacement and equivalent strain fields

Construct	Intact	Implanted with dense stem	Implanted with porous stem
Number of points	761	843	836

Total displacements			
Slope	0.86 ± 0.02	0.96 ± 0	0.96 ± 0
Intercept [mm]	-0.33 ± 0.04	-0.36 ± 0.01	-0.47 ± 0.01
R ²	1.00 ± 0	1.00 ± 0	1.00 ± 0
Equivalent strain			
Slope	1.06 ± 0	0.99 ± 0.01	0.95 ± 0.01
Intercept [$\mu\epsilon$]	-388 ± 53	-18 ± 48	232 ± 33
R ²	0.92 ± 0	0.96 ± 0.01	0.95 ± 0

Additionally, a sensitivity analysis of the force and femur positioning in the numerical model was performed to assess the validity of the modeling-experiment correlation analysis. It was found that tilting the force direction drastically affects the quality of correlation. Figure 3.11 and Figure 3.12, presented in Appendix B (Section 3.12), depict examples of such results where the force is tilted by -2.5° with respect to the x-axis (Figure 3.2). This means that the models and the corresponding experimental setups are in a good agreement.

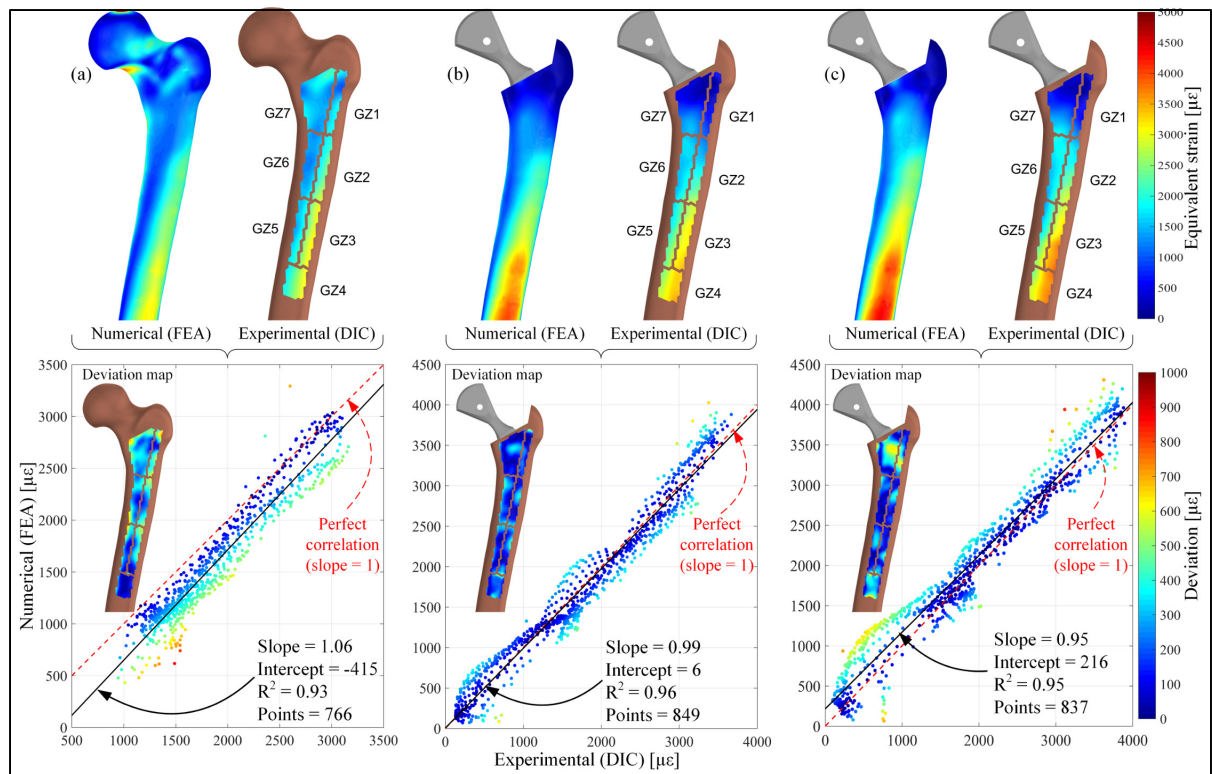


Figure 3.8 Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) equivalent strain fields for (a) the intact femur, (b) the femur implanted with the dense stem, and (c) the femur implanted with the porous stem. Gruen Zones are shown on experimentally-observed strain distributions

3.6.4 Bone resorption via bone remodeling (numerical assessment)

The bone remodeling onsets evaluated by comparing the numerically calculated equivalent strain fields on the surface of the intact and implanted femurs for the porous and dense stems are illustrated in Figure 3.9. The corresponding anterior and posterior views of the femur show the bone formation, homeostasis and resorption zones based on a threshold level of $s=0.6$. It can be seen that the porous stem shows a lower level of resorption as compared to its dense counterpart, which confirms that the introduction of the porous region contributes to reduce the stress shielding phenomenon.

Nevertheless, under all circumstances, the implanted femurs show resorption in the greater and lesser trochanter regions (Figure 3.9). This condition may be attributed to the fact that in our model, the loading is limited to the application of a monotonic force on the femoral head without any other muscle load, which obviously affects the bone remodeling results.

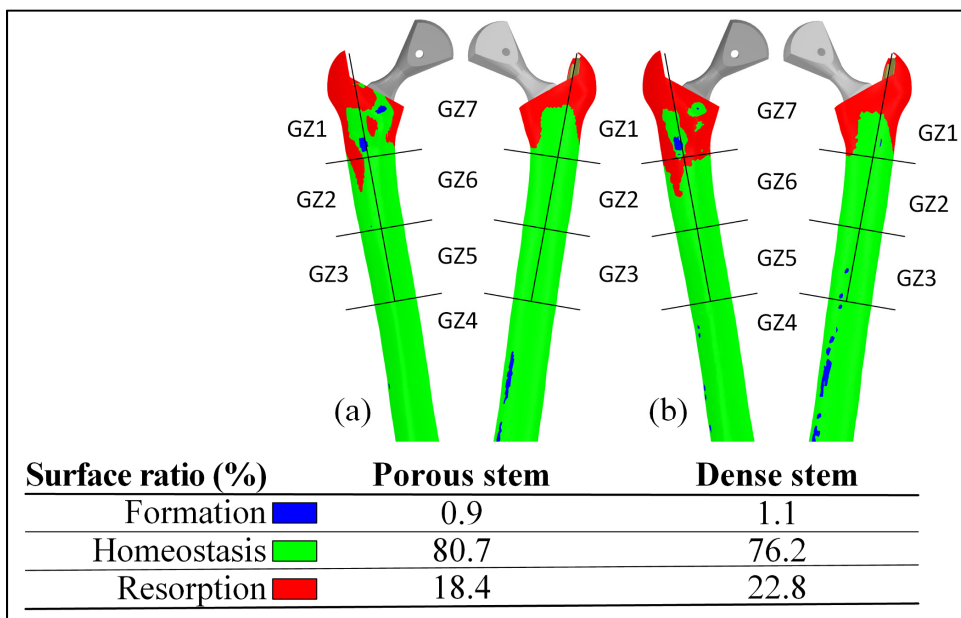


Figure 3.9 Anterior and posterior views showing the bone remodeling onset of the implanted femurs with (a) the porous and (b) dense stems

3.7 Discussion

3.7.1 Model validation

The numerical model validation relies on the reasonable agreement observed between the numerical and experimental data at two levels of generalisation: the global behavior, represented by the force-displacement diagrams and the local behavior, represented by the displacements and strain fields under the maximum applied load. Although a reduced correlation can be observed for the intact femur when compared to the implanted constructs (Table 3.1), the discrepancies, which are observed in the proximal region (Figure 3.8a), could be explained by the fact that the material properties in the region of the femoral neck and head are not isotropic, as specified in our numerical model. Indeed, in the numerical model developed in (Grassi et al., 2013), the material properties were assigned with orthotropic values for the femur's shaft and neck axes to obtain suitable correlations between the DIC and FEA strain fields in the proximal epiphysis. Despite this observation, our model is believed to provide reliable periprosthetic equivalent strain fields which can be used for the stress shielding assessment related to the implantation of femoral stems.

3.7.2 Stress shielding assessment

The stress shielding assessment used here is based on the bone remodeling theory developed in (R. Huiskes et al., 1992). Most of the applications of this bone remodeling model use the strain energy density S , being the quotient of the strain energy U by the density ρ , as the signal for the bone formation or resorption. The strain ε enters in the relation of $U = \frac{1}{2}\sigma\varepsilon$, which can be developed to $U = \frac{1}{2}E\varepsilon^2$, where the modulus of elasticity E is generally a function of density ρ . In our case, E values of the bones are constants and allow us to use the equivalent strain as the signal for the bone remodeling onset. In fact, the equivalent strain is a positive scalar metric of the level of mechanical solicitations (Boyle & Kim, 2011a) and this metric has already been used in the phenomenological modeling of the post-THA bone remodeling (Turner et al., 2005; Yan et al., 2011).

Note, however, that the current model gives us a first approximation of the bone remodeling triggered by implantation, since the method employed cannot estimate the evolution in time of the femur bone mass. However, the comparison of the equivalent strain fields of the intact and implanted femurs, based on the bone resorption, homeostasis, and formation segmentation, allows us to gain an insight into a risk of stress shielding related to the stem implantation.

Generally, THAs are clinically followed-up using DEXA images, where 7 Gruen zones are defined according to the geometry to the stem (Figure 3.8) (Glassman et al., 2006; Gruen et al., 1979). In these zones, over time, clinicians look for the appearance of new radiopaque or radiolucent areas, being interpreted respectively as bone formation or resorption, to evaluate the stress shielding degree or other issues, such as aseptic loosening for example. Using the approach of (Chanda, Dickinson, et al., 2015), which consists in comparing the averaged equivalent strain within these Gruen zones for the intact and implanted states, we noted that the average equivalent strain values of zones 1 and 7 of the implanted porous stem were still lower than the values for the intact femur. In fact, this agrees with the constant resorption zones observed in the proximal regions, regardless of the stem design (Figure 3.9).

3.7.3 Limitations of the study and future work

The results obtained in this study must be interpreted with caution since several simplifications are used in our approach. Indeed, this study is limited to in vitro validation of the numerical model tool using a surrogate femur made of polymeric materials, which are considered to be a state-of-the-art alternative to cadaveric bones (Gilchrist, Guy, & Cripton, 2013). Moreover, to minimize the uncertainty sources, the physiological load applied to human femur was reduced to its simplest configuration, where no muscle or gait cycle loads were considered. Even though the porous stem contributes to reduce the bone remodeling onset, the proximal zones are still exposed to resorption, since our model does not take into account the muscle loading from the gait or other solicitations (Caouette, Yahia, & Bureau, 2011; Kerner et al., 1999). As illustrated in (Yan et al., 2011), the final bone mass distribution is strongly influenced by the load cases used in conjunction with the bone remodeling models. Therefore, the gait loads shall

be added to this model in the next step of this project according to the works of (Bergmann et al., 2001; Crowninshield & Brand, 1981; Kotzar et al., 1991) and to the muscle definitions of (Dostal & Andrews, 1981; M. Viceconti, Ansaloni, Baleani, & Toni, 2003).

Additionally, the bone remodeling onset used in this work to assess the stem design still relies upon the bone remodeling theory, which does not capture all the subtleties of the arthroplasty and the bone structure mechanisms (Boyle & Kim, 2011b). To complement the stress shielding assessment in the context of the THA, a more comprehensive bone remodeling theory should be added to our model (Bougherara, Bureau, & Yahia, 2010). Ultimately, in vivo studies are necessary for the reliable validation of the stem's design and the capability of the bone remodeling model to predict the consequences of stress shielding occurring in the stem-femur assembly. However, more modeling and design refinements must be carried out as briefly introduced hereafter.

Another aspect that must complement this study is an assessment of the shear stress and micromotions at the bone-implant interface, since these issues tend to be magnified as the bone-implant stiffness mismatch is reduced (J. H Kuiper & R. Huiskes, 1997). The influence of the open porous window at the stem interface could therefore be investigated numerically by using the corresponding contact elements (Bernakiewicz & Viceconti, 2002; Fernandes, Folgado, Jacobs, & Pellegrini, 2002; Marco Viceconti, Muccini, Bernakiewicz, Baleani, & Cristofolini, 2000) for the dense and porous regions of the stem. Moreover, the authors believe that before refining the bone remodeling theory, the next step of this work must be the analysis of stem-femur interface stresses, since they are of a significant importance for the bone ingrowth potential and the post-operative stem stability.

Finally, refinements to the porous femoral stem design shall be considered, as proposed in (B. Jetté et al., 2018). These refinements can include an optimization of the thickness of the dense shell (Hazlehurst et al., 2014b), opening of the bone ingrowth window, and dimensions of pores and struts in the porous structure. Ultimately, the pore size and the strut thickness could be graded smoothly and continuously in preferred directions to improve the stress shielding

reduction potential of the stem, while preserving its mechanical resistance under biological loading (Bahraminasab & Farahmand, 2017). Also, other topologies of porous structures, having different orthotropic behaviors and properties-to-porosity relationships, could be considered (Tan et al., 2017; Amir Abbas Zadpoor & Hedayati, 2016). Finally, the stiffness of the porous stem's base material could be significantly reduced using low Young's modulus beta- and near-beta Ti alloys (Brailovski et al., 2011; Yamako et al., 2014).

3.8 Conclusion

This work aimed to develop and validate a simplified numerical model capable of assessing the level of stress shielding caused by implantation of a femoral stem for THA into a femur. Using surrogate composite bones, a reference intact femur, a femur implanted with a dense Ti-6Al-4V stem and a femur implanted with a stem integrating a Ti-6Al-4V diamond cubic lattice structure, were employed as test constructs.

The comparison of the calculated and measured force-displacement diagrams and the correlation analysis of the numerically calculated (FEA) and experimentally measured (DIC) displacement and strain fields showed acceptable agreements for all three construct configurations.

The bone resorption ratio obtained by the comparison of the numerical equivalent strain fields of the implanted femurs to the one of the intact femur and a threshold level of $s=0.6$ showed that the porous stem reduces the surface ratio of bone resorption when it is compared to the bone remodeling onset of its dense counterpart.

Several limitations of this model were mentioned and they can be overcome in the next steps of this project, such as the introduction of the muscle and gait load cases, the evaluation of the post-remodeling bone mass distribution, the assessment of the bone-implant interface stress and the refinement iterations of the femoral stem design to further reduce the risk of stress shielding. These refinements include notably the use of a graded porous structure, the thickness

reduction of the dense shell that composes the model employed in this study and the use of the low-Young's modulus beta and near-beta Ti alloys.

3.9 Acknowledgment

The Fonds de développement de l'École de technologie supérieure (FDÉTS), Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies (FRQNT) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) (through Profs. Brailovski's and Terriault's Discovery Grants) are acknowledged for their financial support in this project.

3.10 Conflict of interest

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the publication of this article.

3.11 Appendix A – FEA and DIC correlation analysis for the total displacement fields

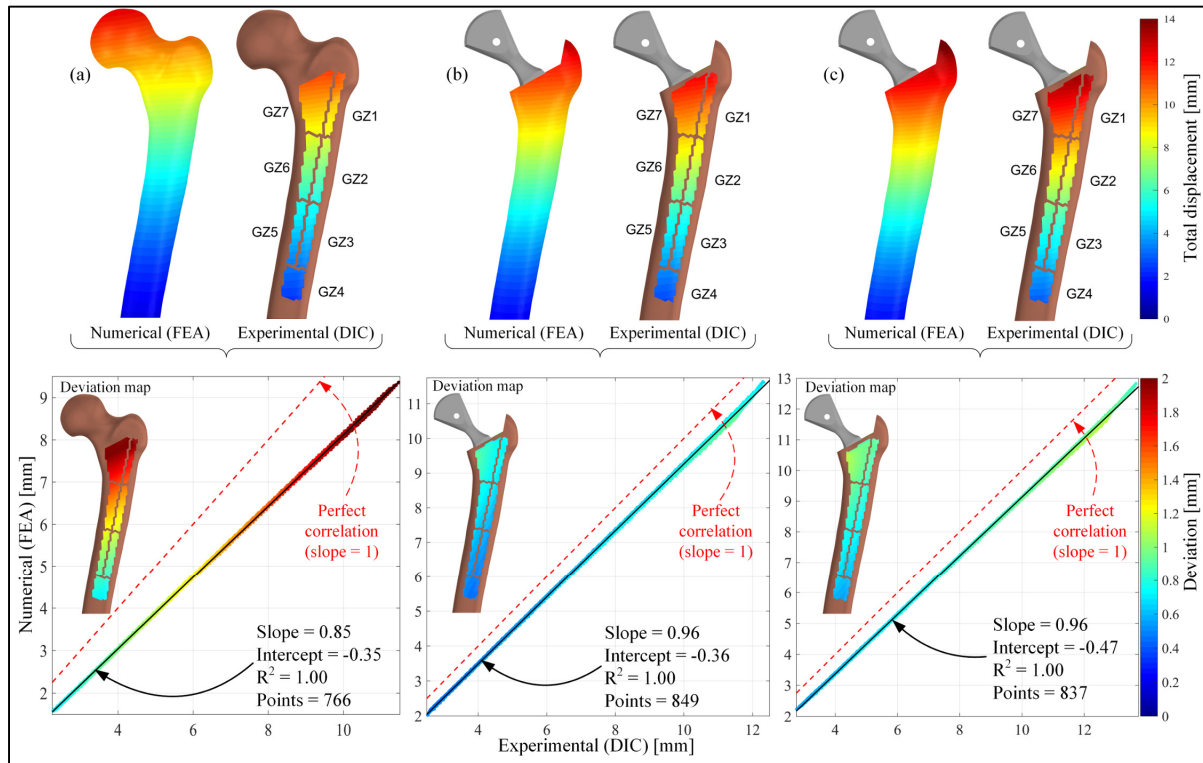


Figure 3.10 Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) total displacement fields for the intact femur (a), femur implanted with the dense stem (b), and femur implanted with the porous stem (c)

3.12 Appendix B – Force orientation uncertainty analysis

Example of diagrams showing poor correlations for the total displacements and the equivalent strain when the force is tilted of -2.5° around the X axis within the numerical models.

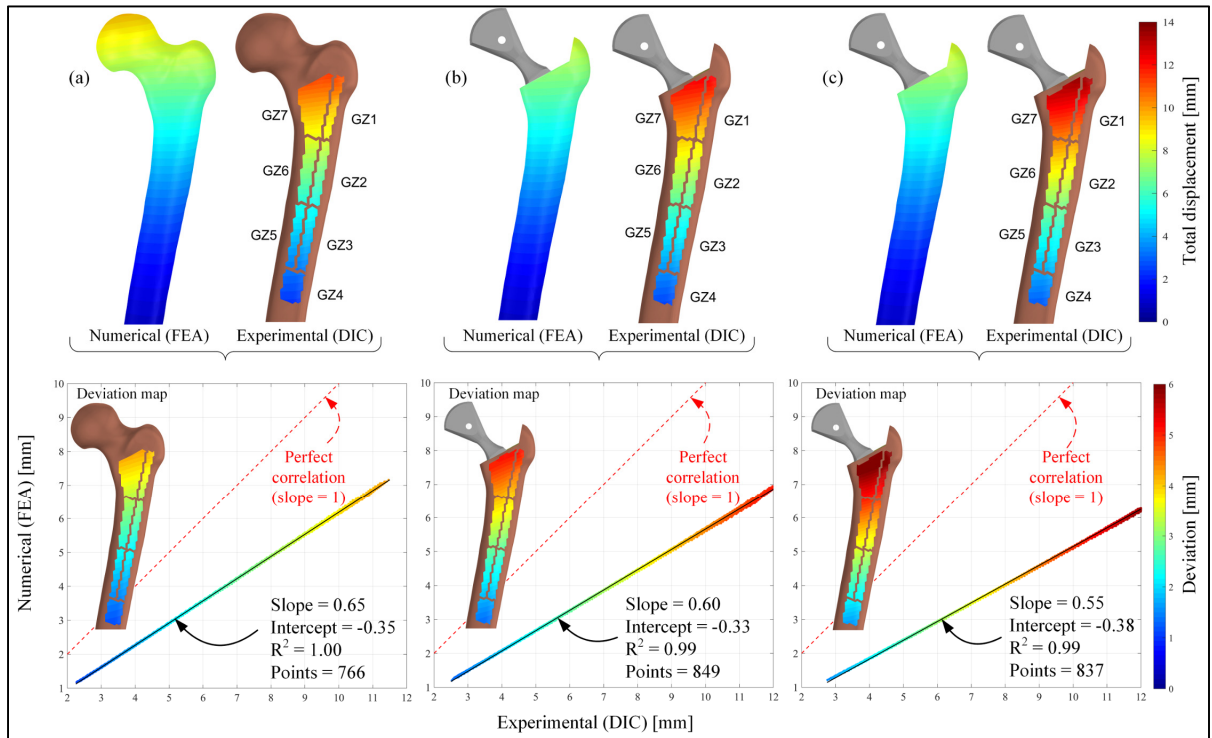


Figure 3.11 Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) total displacement fields for the intact femur (a), femur implanted with the dense stem (b), and femur implanted with the porous stem (c) when the force is tilted of -2.5° around the x axis in the numerical model

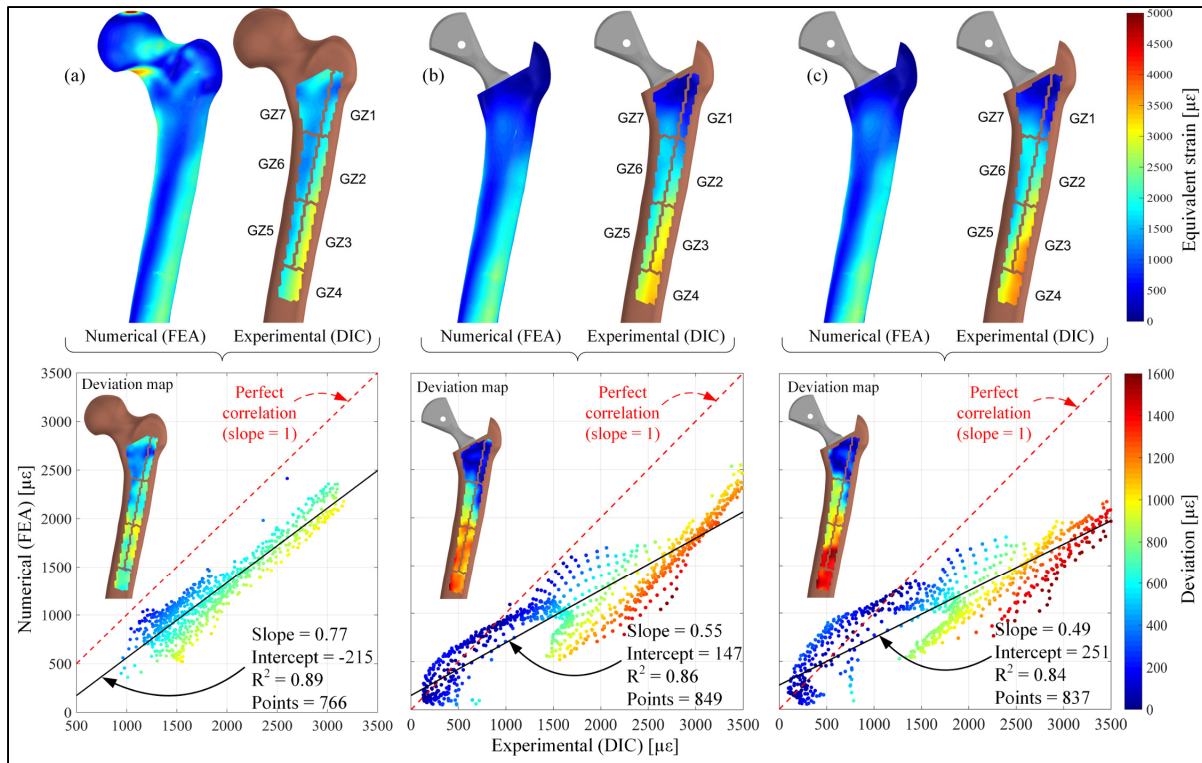


Figure 3.12 Correlation and deviation analyses between the numerical (FEA) and experimental (DIC) equivalent strain fields for the intact femur (a), femur implanted with the dense stem (b), and femur implanted with the porous stem (c) when the force is tilted of -2.5° around the x axis in the numerical model

DISCUSSION ET CONCLUSION GÉNÉRALE

Cet ouvrage porte sur les démarches et les résultats découlant de la conception et de l'évaluation des performances d'une tige fémorale intégrant une structure poreuse ordonnée. Les critères de performance suivants sont considérés dans cette étude : (1) l'utilisation d'une structure poreuse ouverte et interconnectée pour l'attachement et la prolifération des cellules osseuses, (2) la conservation de la résistance statique tout en présentant une flexibilité similaire à celle des os, et (3) l'augmentation de la compatibilité biomécanique comparativement à un implant conventionnel (Tan et al., 2017). Les objectifs généraux stimulant cette démarche s'inscrivent derrière la volonté d'obtenir un implant qui réduit considérablement la déviation des contraintes dans l'os hôte, et ce, grâce à une meilleure transmission des charges entre l'implant et l'os. La résolution de ce problème permettrait d'améliorer la robustesse de la fixation de l'implant et la prolongation de sa durée de vie utile.

Le premier volet de ce projet de recherche a abordé la modélisation et la FA d'une tige fémorale intégrant la structure poreuse ordonnée qui repose sur l'architecture du réseau cristallin du diamant et qui a été développée par M. Dumas et al. (2017). La validation expérimentale du modèle numérique de la tige fémorale a été réalisée grâce aux mesures obtenues par corrélation d'images numériques (DIC) lors d'essais mécaniques adaptés de la norme ISO 7206-4.

1. La structure poreuse sélectionnée pour la tige fémorale a été produite avec une porosité $\varphi = 58\%$ et des pores de $800 \mu\text{m}$ qui mènent à des caractéristiques morphologiques et de perméabilités acceptables avec un STVR de 2.2 mm^{-1} . Cette caractéristique est néanmoins inférieure à celle des tissus osseux qui est 3.7 mm^{-1} pour la même porosité. La réduction des tailles de pores pourrait toutefois réduire cet écart, mais elle aurait également pour conséquence de diminuer l'espace disponible pour la croissance osseuse et d'occasionner des difficultés supplémentaires pour l'extraction de la poudre non fusionnée lors de la production des implants poreux.
2. En termes de résistance et de réduction de rigidité, les paramètres de modélisation de la structure poreuse mènent à des module d'élasticité (E^*) et limite élastique (S_Y^*)

apparents de 8.4 GPa et 91 MPa, respectivement. Ces propriétés se situent dans les plages de propriétés mécaniques des os trabéculaire et cortical confondus. De surcroît, la structure poreuse présente un STSR = 11.6, ce qui est légèrement supérieur à celui des tissus osseux avec un STSR = 10.1.

3. Enfin, pour la compatibilité biomécanique, la tige poreuse s'avère plus souple que sa version entièrement dense dans une mesure de 31%.

Par ailleurs, il a été présenté que les STVR et STSR de la structure poreuse en question peuvent être ajustés en fonction de la porosité et des tailles de pores de la structure d'intérêt. Une analyse des besoins spécifiques et ponctuels aux différents emplacements de la tige pourrait éventuellement mener à une distribution variable des tailles de pores dans l'ultime objectif d'améliorer les comportements locaux recherchés pour cet implant.

Le deuxième volet du projet a abordé la validation expérimentale d'un modèle numérique simplifié de résorption osseuse en utilisant notamment la tige poreuse du premier volet. La méthodologie avancée dans ce modèle repose sur l'implantation de la tige fémorale dans un fémur synthétique. Le cas de chargement et la méthodologie de validation employés dans ce cas sont analogues à ce qui est présenté dans le premier volet. En considérant le troisième critère de performance mentionné précédemment, le modèle a permis de constater que la tige poreuse présente un ratio surfacique de résorption osseuse inférieur (18.4%) lorsqu'il est comparé à celui de la tige dense (22.8%).

Éventuellement, plusieurs aspects supplémentaires doivent être considérés pour tirer des conclusions définitives du présent concept de tige ou pour produire de nouvelles itérations de conception :

- C'est le cas notamment de la considération de multiples cas de chargements appliqués au fémur et à la tige. Le modèle actuel tient uniquement compte du cas de chargement statique adapté de la norme ISO 7206-4. Conséquemment, les considérations des chargements découlant des différentes activités locomotrices qui sont transmis via la tête fémorale ainsi que les nombreux muscles situés autour du fémur peuvent

vraisemblablement influencer les ratios de surface pondérés de la résorption osseuse (Caouette et al., 2011; Kerner et al., 1999; Yan et al., 2011);

- L'implémentation d'un modèle de remodelage osseux itératif permettant de déterminer la distribution de la masse osseuse à long terme peut offrir des perspectives supplémentaires quant à l'estimation de la durée de vie de l'implantation et la durabilité de la fixation de la tige poreuse (Bougherara et al., 2010). Cependant, le coût, en termes de temps de calcul, sera considérable, et ce, notamment si la considération des grands déplacements est conservée lors de la résolution du modèle d'éléments finis. Des vérifications et des validations liées à la préparation du modèle numérique de la tige dans le contexte implanté seront à considérer;
- Un aspect supplémentaire implique le phénomène qui se produit à l'interface entre la tige et les tissus osseux. En effet, les modélisations et les validations des liaisons mécaniques à l'interface entre la tige et l'os sont particulièrement importantes dans le contexte de la fixation et de la croissance osseuse à travers des structures poreuses ouvertes (Bernakiewicz & Viceconti, 2002; Fernandes et al., 2002; Marco Viceconti et al., 2000). Dans le modèle employé dans le cadre de ce projet, les éléments de la tige ont été totalement liés à ceux de l'os, et ce, sans aucune distinction entre la zone poreuse ouverte et les zones denses. Le raffinement de la définition des zones à porosité ouverte devra fort probablement tenir compte de cette distinction qui peut nécessiter des essais *in vivo* aux fins de validation. Malheureusement, l'ajout éventuel d'éléments de contacts non linéaires entre la tige et l'os impactera négativement le coût en temps de résolution du modèle. Une telle démarche est toutefois pertinente, et ce, plus particulièrement lorsque l'on considère un récent concept de tige produit par FA et qui intègre des structures poreuses auxétiques (présentant un coefficient de Poisson négatif), et ce, afin de stimuler mécaniquement les zones osseuses proximales des côtés médial et latéral de la tige (en contraste avec les portions denses conservées pour la tige de la présente étude) (Kolken et al., 2018);
- Ultiment, le prochain concept de tige fémorale poreuse pourrait reposer sur l'emploi d'un matériau biocompatible superélastique tel que l'alliage quasi- β métastable qui peut présenter une rigidité nettement inférieure à celle de l'alliage Ti-6Al-4V employé

pour la présente étude (Kreitzberg et al., 2018). La combinaison de la structure poreuse optimisée et d'un tel alliage pourrait mener vers de meilleurs résultats en ce qui concerne les différents critères de performance abordés dans cette étude.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahmadi, S. M., Campoli, G., Amin Yavari, S., Sajadi, B., Wauthle, R., Schrooten, J., . . . Zadpoor, A. A. (2014). Mechanical behavior of regular open-cell porous biomaterials made of diamond lattice unit cells. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 34, 106-115. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.003>
- Aitkenhead, A. H. (2013). Mesh voxelisation - Voxelise a triangular-polygon mesh. MATLAB Central File Exchange. Repéré à <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/27390-mesh-voxelisation>
- Akhavan, S., Matthiesen, M. M., Schulte, L., Penoyar, T., Kraay, M. J., Rimnac, C. M., & Goldberg, V. M. (2006). Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *JBJS*, 88(6), 1308-1314.
- Amin Yavari, S., Ahmadi, S. M., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H., & Zadpoor, A. A. (2015). Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 43, 91-100. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.12.015>
- Amin Yavari, S., van der Stok, J., Weinans, H., & Zadpoor, A. A. (2013). Full-field strain measurement and fracture analysis of rat femora in compression test. *Journal of Biomechanics*, 46(7), 1282-1292. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.007>
- Anguiano-Sanchez, J., Martinez-Romero, O., Siller, H. R., Diaz-Elizondo, J. A., Flores-Villalba, E., & Rodriguez, C. A. (2016). Influence of PEEK Coating on Hip Implant Stress Shielding: A Finite Element Analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2016, 6183679. doi: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/6183679>
- Arabnejad, S., Johnston, B., Tanzer, M., & Pasini, D. (2016). Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, n/a-n/a. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.23445>
- Arabnejad, S., Johnston, B. R., Pura, J. A., Singh, B., Tanzer, M., & Pasini, D. (2016). High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints. *Acta Biomaterialia*, 30, 345-356. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2015.10.048>

- Ashby, M. F. (2006). The properties of foams and lattices. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 364(1838), 15-30. doi: 10.1098/rsta.2005.1678
- ASME. (2012). *V&V 10.1 - An Illustration of the Concepts of Verification and Validation in Computational Solid Mechanics* (Vol. V&V 10.1). ASME. Repéré à <https://www.asme.org/products/codes-standards/v-v-101-2012-illustration-concepts-verification>
- ASTM. (2015). *D695-15 Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics*. West Conshohocken, PA: ASTM International. doi: <http://dx.doi.org/10.1520/D0695-15>
- ASTM F42 Committee. (2012). *Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies*. ASTM International: ASTM.
- Bagheri, Z. S., Melancon, D., Liu, L., Johnston, R. B., & Pasini, D. (2016). Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with Selective Laser Melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.04.041>
- Bahraminasab, M., & Farahmand, F. (2017). State of the art review on design and manufacture of hybrid biomedical materials: Hip and knee prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 0954411917705911. doi: <http://dx.doi.org/10.1177/0954411917705911>
- Bai, F., Wang, Z., Lu, J., Liu, J., Chen, G., Lv, R., . . . Huang, X. (2010). The correlation between the internal structure and vascularization of controllable porous bioceramic materials in vivo: a quantitative study. *Tissue Engineering Part A*, 16(12), 3791-3803.
- Bandyopadhyay, A., Krishna, B. V., Xue, W., & Bose, S. (2008). Application of Laser Engineered Net Shaping (LENS) to manufacture porous and functionally graded structures for load bearing implants. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 20(1), 29. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s10856-008-3478-2>
- Beaupré, G. S., Orr, T. E., & Carter, D. R. (1990). An approach for time-dependent bone modeling and remodeling—theoretical development. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(5), 651-661. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100080506>
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., & Duda, G. N. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 859-871. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9)
- Bernakiewicz, M., & Viceconti, M. (2002). The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications.

Journal of Biomechanics, 35(1), 61-67. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00163-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00163-4)

- Biemond, J. E., Aquarius, R., Verdonschot, N., & Buma, P. (2011). Frictional and bone ingrowth properties of engineered surface topographies produced by electron beam technology. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 131(5), 711-718. doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-010-1218-9>
- Bobyn, J. D., Glassman, A. H., Goto, H., Krygier, J. J., Miller, J. E., & Brooks, C. E. (1990). The Effect of Stem Stiffness on Femoral Bone Resorption After Canine Porous-Coated Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 261, 196-213. Repéré à http://journals.lww.com/corr/Fulltext/1990/12000/The_Effect_of_Stem_Stiffness_on_Femoral_Bone.22.aspx
- Bobyn, J. D., Pilliar, R. M., Cameron, H. U., & Weatherly, G. C. (1980). The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 150, 263-270. Repéré à <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0018970317&partnerID=40&md5=6f42cf2e743f74e9fcf05d28f251e4be>
- Bombelli, R., & Mathys, R. (1982). Cementless isoelastic RM total hip prosthesis. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 75(8), 588.
- Boskey, A. L., & Roy, R. (2008). Cell Culture Systems for Studies of Bone and Tooth Mineralization. *Chemical reviews*, 108(11), 4716-4733. doi: <https://doi.org/10.1021/cr0782473>
- Bougherara, H., Bureau, M. N., & Yahia, L. H. (2010). Bone remodeling in a new biomimetic polymer-composite hip stem. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 92(1), 164-174. doi: <https://doi.org/10.1002/jbm.a.32346>
- Boyle, C., & Kim, I. Y. (2011a). Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1722-1728. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.03.038>
- Boyle, C., & Kim, I. Y. (2011b). Three-dimensional micro-level computational study of Wolff's law via trabecular bone remodeling in the human proximal femur using design space topology optimization. *Journal of Biomechanics*, 44(5), 935-942. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.029>
- Bragdon, C. R., Jasty, M., Greene, M., Rubash, H. E., & Harris, W. H. (2004). Biologic Fixation of Total Hip Implants. *Insights Gained from a Series of Canine Studies*, 86(suppl 2), 105-117. Repéré à http://jbjs.org/content/jbjsam/86/suppl_2/105.full.pdf

- Brailovski, V., Prokoshkin, S., Gauthier, M., Inaekyan, K., Dubinskiy, S., Petrzhik, M., & Filonov, M. (2011). Bulk and porous metastable beta Ti–Nb–Zr(Ta) alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 31(3), 643-657. doi: <http://doi.org/10.1016/j.msec.2010.12.008>
- Brailovski, V., & Terriault, P. (2016). Metallic Porous Materials for Orthopedic Implants: Functional Requirements, Manufacture, Characterization, and Modeling. Dans *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*. Elsevier. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-803581-8.03892-3>
- Callister, W. D. J. (2001). *Fundamentals of Material Science an Engineering* (Fifth éd.). New York, NY, USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Campoli, G., Borleffs, M. S., Amin Yavari, S., Wauthle, R., Weinans, H., & Zadpoor, A. A. (2013). Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing. *Materials & Design*, 49, 957-965. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2013.01.071>
- Caouette, C., Yahia, L. H., & Bureau, M. N. (2011). Reduced stress shielding with limited micromotions using a carbon fibre composite biomimetic hip stem: a finite element model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 225(9), 907-919. doi: <http://dx.doi.org/10.1177/0954411911412465>
- Chanda, S., Dickinson, A., Gupta, S., & Browne, M. (2015). Full-field in vitro measurements and in silico predictions of strain shielding in the implanted femur after total hip arthroplasty. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 229(8), 549-559. doi: <http://dx.doi.org/10.1177/0954411915591617>
- Chanda, S., Gupta, S., & Kumar Pratihari, D. (2015). A Genetic Algorithm Based Multi-Objective Shape Optimization Scheme for Cementless Femoral Implant. *Journal of biomechanical engineering*, 137(3), 034502-034502-034512. doi: <http://dx.doi.org/10.1115/1.4029061>
- Chen, C.-M., Tsai, W.-C., Lin, S.-C., & Tseng, C.-S. (2014). Effects of stemmed and nonstemmed hip replacement on stress distribution of proximal femur and implant. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 312. doi: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-15-312>
- CIHI. (2017). *Hip and Knee Replacements in Canada, 2014-2015: Canadian Joint Replacement Registry Annual Report* (n° ISBN: 978-1-77109-575-4). Canadian Institute for Health Information.

- Coelho, P. G., Fernandes, P. R., Rodrigues, H. C., Cardoso, J. B., & Guedes, J. M. (2009). Numerical modeling of bone tissue adaptation—A hierarchical approach for bone apparent density and trabecular structure. *Journal of Biomechanics*, 42(7), 830-837. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.01.020>
- Concept Laser GmbH. (2017, 2017-08). M1 cusing Metal laser melting system. Repéré le 2018-03-28 à <http://www.concept-laser.de>
- Cowin, S. C. (1986). Wolff's Law of Trabecular Architecture at Remodeling Equilibrium. *Journal of biomechanical engineering*, 108(1), 83-88. doi: <http://dx.doi.org/10.1115/1.3138584>
- Cristofolini, L., Schileo, E., Juszczak, M., Taddei, F., Martelli, S., & Viceconti, M. (2010). Mechanical testing of bones: the positive synergy of finite-element models and in vitro experiments. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*, 368(1920), 2725-2763. doi: <http://dx.doi.org/10.1098/rsta.2010.0046>
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., & Toni, A. (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 525-535. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00084-4](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(95)00084-4)
- Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793-801. doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)
- Decking, R., Puhl, W., Simon, U., & Claes, L. E. (2006). Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 495-501. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.011>
- Derby, B. (2012). Printing and prototyping of tissues and scaffolds. *Science*, 338(6109), 921-926. doi: <https://doi.org/10.1126/science.1226340>
- Dickinson, A. S., Taylor, A. C., Ozturk, H., & Browne, M. (2010). Experimental Validation of a Finite Element Model of the Proximal Femur Using Digital Image Correlation and a Composite Bone Model. *Journal of biomechanical engineering*, 133(1), 014504-014504. doi: <http://dx.doi.org/10.1115/1.4003129>
- Dostal, W. F., & Andrews, J. G. (1981). A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 803-809, 807-812. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90036-1](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(81)90036-1)
- Dumas. (2016). *Modélisation et simulation du comportement d'une tige fémorale poreuse* (Université du Québec, École de technologie supérieure). Repéré à <http://espace.etsmtl.ca/id/eprint/1782>

- Dumas, M., Terriault, P., & Brailovski, V. (2017). Modelling and characterization of a porosity graded lattice structure for additively manufactured biomaterials. *Materials & Design*, 121, 383-392. doi: <http://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.02.021>
- EOS GmbH. (2004). Application notes: Design Rules for DMLS.
- Fang, Q. (2008). Metch - A registration toolbox for FEM surface meshes. <http://iso2mesh.sourceforge.net>.
- FDA. (2016). 21CFR888.3358 - Hip joint metal/polymer/metal semi-constrained porous-coated uncemented prosthesis. Food and Drugs Administration - Department of health and human services - Medical devices.
- Fernandes, P. R., Folgado, J., Jacobs, C., & Pellegrini, V. (2002). A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems. *Journal of Biomechanics*, 35(2), 167-176. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00204-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00204-4)
- Fujibayashi, S., Neo, M., Kim, H.-M., Kokubo, T., & Nakamura, T. (2004). Osteoinduction of porous bioactive titanium metal. *Biomaterials*, 25(3), 443-450. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00551-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00551-9)
- Fyhrie, D. P., & Schaffler, M. B. (1995). The adaptation of bone apparent density to applied load. *Journal of Biomechanics*, 28(2), 135-146. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00059-D](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(94)00059-D)
- Gebhardt, A. (2012). *Understanding additive manufacturing rapid prototyping, rapid tooling, rapid manufacturing*. Cincinnati: Hanser Publishers. Repéré à <http://app.knovel.com/web/toc.v/cid:kpUAMRPRT5>
- Genovese, K., Leeftang, S., & Zadpoor, A. A. (2017). Microscopic full-field three-dimensional strain measurement during the mechanical testing of additively manufactured porous biomaterials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.010>
- Gerdesmeyer, L., Al Muderis, M., Gollwitzer, H., Harrasser, N., Stukenberg, M., Clifford, M. A., & Toepfer, A. (2016). 19 years outcome after cementless total hip arthroplasty with spongy metal structured implants in patients younger than 65 years. *BMC Musculoskeletal Disord*, 17(1), 429. doi: <http://dx.doi.org/10.1186/s12891-016-1285-3>
- Gibson, I., Stucker, B., & Rosen, D. W. (2015). *Additive Manufacturing Technologies - Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*. Boston, MA: Springer Science & Business Media, LLC. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4419-1120-9>

- Gibson, L. J., & Ashby, M. F. (1997). *Cellular solids: Structure and properties* (2nd éd.). New York: Cambridge University Press.
- Gibson, L. J., Ashby, M. F., & Harley, B. A. (2010). *Cellular materials in nature and medicine*. Cambridge, UK: Cambridge University Press.
- Gilchrist, S., Guy, P., & Cripton, P. A. (2013). Development of an Inertia-Driven Model of Sideways Fall for Detailed Study of Femur Fracture Mechanics. *Journal of biomechanical engineering*, 135(12), 121001-121001-121008. doi: <http://dx.doi.org/10.1115/1.4025390>
- Glassman, A. H., Bobyn, J. D., & Tanzer, M. (2006). New Femoral Designs: Do They Influence Stress Shielding? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 453, 64-74. doi: <http://dx.doi.org/10.1097/01.blo.0000246541.41951.20>
- GOM GmbH. (2009). *ARAMIS User manual*. Braunschweig, Germany. Repéré à https://support.gom.com/download/attachments/19046901/aramis-v6-1_en_rev-c.pdf
- Graichen, F., Bergmann, G., & Rohlmann, A. (1999). Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *Journal of Biomechanics*, 32(10), 1113-1117. doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00110-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00110-4)
- Grassi, L., Väänänen, S. P., Amin Yavari, S., Weinans, H., Jurvelin, J. S., Zadpoor, A. A., & Isaksson, H. (2013). Experimental validation of finite element model for proximal composite femur using optical measurements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 21, 86-94. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.02.006>
- Gross, S., & Abel, E. W. (2001). A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur. *Journal of Biomechanics*, 34(8), 995-1003. doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00072-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00072-0)
- Gruen, T. A., McNeice, G. M., & Amstutz, H. C. (1979). "Modes of Failure" of Cemented Stem-type Femoral Components: A Radiographic Analysis of Loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 141, 17-27. doi: http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_8
- Gu, D. (2015). *Laser additive manufacturing of high-performance materials*. Springer. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-46089-4>
- Harrison, N., McHugh, P. E., Curtin, W., & Mc Donnell, P. (2013). Micromotion and friction evaluation of a novel surface architecture for improved primary fixation of cementless orthopaedic implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 21, 37-46. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.017>

- Harrysson, O. L. A., Cansizoglu, O., Marcellin-Little, D. J., Cormier, D. R., & West Ii, H. A. (2008). Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. *Materials Science and Engineering: C*, 28(3), 366-373. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2007.04.022>
- Hart, N., Nimphius, S., Rantalainen, T., Ireland, A., Siafarikas, A., & Newton, R. (2017). Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5601257/>
- Hartzband, M. A., Glassman, A. H., Goldberg, V. M., Jordan, L. R., Crowninshield, R. D., Fricka, K. B., & Jordan, L. C. (2010). Survivorship of a low-stiffness extensively porous-coated femoral stem at 10 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 468(2), 433-440. doi: <https://dx.doi.org/10.1007%2Fs11999-009-0950-3>
- Hazlehurst, K. B., Wang, C. J., & Stanford, M. (2014a). An investigation into the flexural characteristics of functionally graded cobalt chrome femoral stems manufactured using selective laser melting. *Materials & Design*, 60, 177-183. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2014.03.068>
- Hazlehurst, K. B., Wang, C. J., & Stanford, M. (2014b). A numerical investigation into the influence of the properties of cobalt chrome cellular structures on the load transfer to the periprosthetic femur following total hip arthroplasty. *Medical Engineering & Physics*, 36(4), 458-466. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.008>
- Hedia, H. S., & Fouda, N. (2014). Design optimization of cementless hip prosthesis coating through functionally graded material. *Computational Materials Science*, 87, 83-87. doi: <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2014.02.007>
- Heiner, A. D. (2008). Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3282-3284. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.013>
- Heiner, A. D., & Brown, T. D. (2001). Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *Journal of Biomechanics*, 34(6), 773-781. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00015-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00015-X)
- Hollister, S. J. (2005). Porous scaffold design for tissue engineering. *Nat Mater*, 4(7), 518-524. doi: <https://dx.doi.org/10.1038/nmat1421>
- Huang, S. H., Liu, P., Mokasdar, A., & Hou, L. (2013). Additive manufacturing and its societal impact: a literature review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5), 1191-1203. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s00170-012-4558-5>

- Huiskes, R., Ruimerman, R., van Lenthe, G. H., & Janssen, J. D. (2000). Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*, *405*(6787), 704-706. doi: <http://dx.doi.org/10.1038/35015116>
- Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H., Dalstra, M., Fudala, B., & Slooff, T. (1987). Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics*, *20*(11-12), 1135-1150. doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90030-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90030-3)
- Huiskes, R., Weinans, H., & van Rietbergen, B. (1992). The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res*, (274), 124-134. doi: <http://dx.doi.org/10.1097/00003086-199201000-00014>
- Hutmacher, D. W. (2000). Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials*, *21*(24), 2529-2543. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00121-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00121-6)
- Inaba, Y., Ike, H., Oba, M., & Saito, T. (2016). Evaluation of Adaptive Bone Remodeling after Total Hip Arthroplasty Using Finite Element Analysis. Dans *Perusal of the Finite Element Method*. InTech. doi: <https://dx.doi.org/10.5772/65031>
- Itala, A. I., Ylanen, H. O., Ekholm, C., Karlsson, K. H., & Aro, H. T. (2001). Pore diameter of more than 100 microm is not requisite for bone ingrowth in rabbits. *J Biomed Mater Res*, *58*(6), 679-683. doi: <https://dx.doi.org/10.1002/jbm.1069>
- Jetté, B., Brailovski, V., Dumas, M., Simoneau, C., & Terriault, P. (2018). Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure: design, manufacture and testing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *77*, 58-72. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.08.034>
- Jetté, B., Fréchette, G., Guillemette, O., Gaudreau, R., Simoneau, C., Terriault, P., & Brailovski, V. (2015). Comment prolonger la durée de vie des prothèses de la hanche? *Substance ÉTS*.
- Johnson, E. (2008). STLREAD imports geometry from a binary stereolithography (STL) file into MATLAB. MATLAB Central File Exchange. Repéré à <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/22409-stl-file-reader>
- Joshi, M. G., Advani, S. G., Miller, F., & Santare, M. H. (2000). Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics*, *33*(12), 1655-1662. doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00110-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00110-X)
- Kahn-Jetter, Z. L., & Chu, T. C. (1990). Three-dimensional displacement measurements using digital image correlation and photogrammic analysis. *Experimental Mechanics*, *30*(1), 10-16. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/bf02322695>

- Karageorgiou, V., & Kaplan, D. (2005). Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, 26(27), 5474-5491. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>
- Kerner, J., Huiskes, R., van Lenthe, G. H., Weinans, H., van Rietbergen, B., Engh, C. A., & Amis, A. A. (1999). Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling. *Journal of Biomechanics*, 32(7), 695-703. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00041-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00041-X)
- Khanoki, S. A., & Pasini, D. (2012). Multiscale design and multiobjective optimization of orthopedic hip implants with functionally graded cellular material. *Journal of biomechanical engineering*, 134(3), 031004. doi: <https://doi.org/10.1115/1.4006115>
- Khanoki, S. A., & Pasini, D. (2013). Fatigue design of a mechanically biocompatible lattice for a proof-of-concept femoral stem. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 22, 65-83. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.03.002>
- Kienapfel, H., Sprey, C., Wilke, A., & Griss, P. (1999). Implant fixation by bone ingrowth. *The Journal of Arthroplasty*, 14(3), 355-368. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90063-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90063-3)
- Kim, J. T., & Yoo, J. J. (2016). Implant Design in Cementless Hip Arthroplasty. *Hip & Pelvis*, 28(2), 65-75. doi: <https://dx.doi.org/10.5371/hp.2016.28.2.65>
- Kishida, Y., Sugano, N., Ohzono, K., Sakai, T., Nishii, T., & Yoshikawa, H. (2002). Stem fracture of the cementless spongy metal lübeck hip prosthesis. *The Journal of Arthroplasty*, 17(8), 1021-1027. doi: <http://dx.doi.org/10.1054/arth.2002.35822>
- Ko, L. M., Chen, A. F., Deirmengian, G. K., Hozack, W. J., & Sharkey, P. F. (2016). Catastrophic femoral head-stem trunnion dissociation secondary to corrosion. *JBJS*, 98(16), 1400-1404. doi: <https://dx.doi.org/10.2106/JBJS.15.00914>
- Kolken, H. M., Janbaz, S., Leeftang, S. M., Lietaert, K., Weinans, H. H., & Zadpoor, A. A. (2018). Rationally designed meta-implants: a combination of auxetic and conventional meta-biomaterials. *Materials Horizons*, 5(1), 28-35. doi: <https://dx.doi.org/10.1039/C7MH00699C>
- Kotzar, G., Davy, D., Goldberg, V., Heiple, K., Berilla, J., Brown, R., & Burstein, A. (1991). Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(5), 621-633. doi: <https://doi.org/10.1002/jor.1100090502>

- Kreitzberg, A., Brailovski, V., & Prokoshkin, S. (2018). New biocompatible near-beta Ti-Zr-Nb alloy processed by laser powder bed fusion: Process optimization. *Journal of Materials Processing Technology*, 252, 821-829. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2017.10.052>
- Kuiper, J. H., & Huiskes, R. (1997). Mathematical optimization of elastic properties: application to cementless hip stem design. *Transactions-American Society of Mechanical Engineers Journal Of Biomechanical Engineering*, 119, 166-174. doi: <http://doi.org/10.1115/1.2796076>
- Kuiper, J. H., & Huiskes, R. (1997). The Predictive Value of Stress Shielding for Quantification of Adaptive Bone Resorption Around Hip Replacements. *Journal of biomechanical engineering*, 119(3), 228-231. doi: <http://dx.doi.org/10.1115/1.2796084>
- L.-P. Lefebvre. (2013). *Porous metals and metallic foams in orthopedic applications* présentée à Metal Foams: Fundamentals and Application, Lancaster.
- Lakes, R. (1993). Materials with structural hierarchy. *Nature*, 361(6412), 511-515. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1038/361511a0>
- Learmonth, I. D., Young, C., & Rorabeck, C. (2007). The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet*, 370(9597), 1508-1519. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60457-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60457-7)
- Leong, K. F., Cheah, C. M., & Chua, C. K. (2003). Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs. *Biomaterials*, 24(13), 2363-2378. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00030-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00030-9)
- Levine, B. R., Sporer, S., Poggie, R. A., Della Valle, C. J., & Jacobs, J. J. (2006). Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. *Biomaterials*, 27(27), 4671-4681. doi: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.04.041>
- Limmahakhun, S., Oloyede, A., Chantarapanich, N., Jiamwatthanachai, P., Sitthiseripratip, K., Xiao, Y., & Yan, C. (2017). Alternative designs of load-sharing cobalt chromium graded femoral stems. *Materials Today Communications*, 12, 1-10. doi: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2017.05.002>
- Maeda, A. (2010). Long term survival analysis of Spongiosa metal I cementless total hip prosthesis between Japan and Germany. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 92-B(SUPP I), 144-144.
- Maji, P. K., Roychowdhury, A., & Datta, D. (2013). Minimizing Stress Shielding Effect of Femoral Stem—A Review. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 3(2), 171-178. doi: <https://doi.org/10.1166/jmihi.2013.1152>

- Markaki, A. E., & Clyne, T. W. (2004). Magneto-mechanical stimulation of bone growth in a bonded array of ferromagnetic fibres. *Biomaterials*, 25(19), 4805-4815. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.11.041>
- Markhoff, J., Wieding, J., Weissmann, V., Pasold, J., Jonitz-Heincke, A., & Bader, R. (2015). Influence of Different Three-Dimensional Open Porous Titanium Scaffold Designs on Human Osteoblasts Behavior in Static and Dynamic Cell Investigations. *Materials*, 8(8), 5259. doi: <https://dx.doi.org/10.3390/ma8085259>
- Martin, R. B. (1984). Porosity and specific surface of bone. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 10(3), 179-222.
- Mas-Moruno, C., Garrido, B., Rodriguez, D., Ruperez, E., & Gil, F. J. (2015). Biofunctionalization strategies on tantalum-based materials for osseointegrative applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 26(2), 109. doi: <https://dx.doi.org/10.1007/s10856-015-5445-z>
- Matsui, M., Nakata, K., Masuhara, K., Ohzono, K., Sugano, N., & Ochi, T. (1998). The Metal-Cancellous Cementless Lübeck total hip arthroplasty: Five-to-nine year results. *The Bone & Joint Journal*, 80-B(3), 404-410. doi: <https://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.80B3.8108>
- Mirza, S. B., Dunlop, D. G., Panesar, S. S., Naqvi, S. G., Gangoo, S., & Salih, S. (2010). Basic Science Considerations in Primary Total Hip Replacement Arthroplasty. *The Open Orthopaedics Journal*, 4, 169-180. doi: <http://dx.doi.org/10.2174/1874325001004010169>
- Mohandas, G., Oskolkov, N., McMahon, M. T., Walczak, P., & Janowski, M. (2014). Porous tantalum and tantalum oxide nanoparticles for regenerative medicine. *Acta Neurobiol Exp*, 74(2), 188-196.
- Morlock, M., Bunte, D., Gührs, J., & Bishop, N. (2017). Corrosion of the head-stem taper junction—are we on the verge of an epidemic? *HSS Journal*®, 13(1), 42-49. doi: <https://dx.doi.org/10.1007/s11420-016-9526-4>
- Mullen, L., Stamp, R. C., Brooks, W. K., Jones, E., & Sutcliffe, C. J. (2009). Selective Laser Melting: A regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 89B(2), 325-334. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.31219>
- Murr, L. E. (2017). Open-cellular metal implant design and fabrication for biomechanical compatibility with bone using electron beam melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.02.019>

- Murr, L. E., Esquivel, E., Quinones, S., Gaytan, S., Lopez, M., Martinez, E., . . . Martinez, J. (2009). Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti-6Al-4V biomedical prototypes compared to wrought Ti-6Al-4V. *Materials characterization*, 60(2), 96-105. doi: <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2008.07.006>
- Murr, L. E., Gaytan, S., Medina, F., Lopez, H., Martinez, E., Machado, B., . . . Wicker, R. (2010). Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 368(1917), 1999-2032. doi: <http://dx.doi.org/10.1098/rsta.2010.0010>
- Niinimäki, T., Puranen, J., & Jalovaara, P. (1994). Total hip arthroplasty using isoelastic femoral stems. A seven-to nine-year follow-up in 108 patients. *Bone & Joint Journal*, 76(3), 413-418. doi: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.76B3.8175844>
- Niinomi, M. (2010). *Metals for biomedical devices*. Elsevier.
- Niinomi, M., & Nakai, M. (2011). Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone. *International Journal of Biomaterials*, 2011, 10. doi: <http://dx.doi.org/10.1155/2011/836587>
- Oh, I., & Harris, W. H. (1978). Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg Am*, 60(1), 75-85.
- Otani, T., Whiteside, L. A., & White, S. E. (1993). Strain distribution in the proximal femur with flexible composite and metallic femoral components under axial and torsional loads. *Journal of Biomedical Materials Research*, 27(5), 575-585. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.820270504>
- Ozçivici, E., Luu, Y. K., Adler, B., Qin, Y.-X., Rubin, J., Judex, S., & Rubin, C. T. (2010). Mechanical signals as anabolic agents in bone. *Nature Reviews Rheumatology*, 6(1), 50-59. doi: <http://dx.doi.org/10.1038/nrrheum.2009.239>
- Papini, M., Zdero, R., Schemitsch, E. H., & Zalzal, P. (2006). The Biomechanics of Human Femurs in Axial and Torsional Loading: Comparison of Finite Element Analysis, Human Cadaveric Femurs, and Synthetic Femurs. *Journal of biomechanical engineering*, 129(1), 12-19. doi: <http://dx.doi.org/10.1115/1.2401178>
- Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S., & Christensen, A. (2010). Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 3(3), 249-259. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2009.10.006>

- Pennington, M. W., Grieve, R., & van der Meulen, J. H. (2015). Lifetime cost effectiveness of different brands of prosthesis used for total hip arthroplasty. *a study using the NJR dataset*, 97-B(6), 762-770. doi: <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620x.97b6.34806>
- Pilliar, R., Lee, J., & Maniopoulos, C. (1986). Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 208, 108-113.
- Pivec, R., Johnson, A. J., Mears, S. C., & Mont, M. A. (2012). Hip arthroplasty. *The Lancet*, 380(9855), 1768-1777. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60607-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60607-2)
- Ponader, S., Von Wilmowsky, C., Widenmayer, M., Lutz, R., Heintl, P., Körner, C., . . . Schlegel, K. A. (2010). In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 92(1), 56-62. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.a.32337>
- Rankin, K. E., Dickinson, A. S., Briscoe, A., & Browne, M. (2016). Does a PEEK Femoral TKA Implant Preserve Intact Femoral Surface Strains Compared With CoCr? A Preliminary Laboratory Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 474(11), 2405-2413. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-016-4801-8>
- Reach, J. S., Jr., Dickey, I. D., Zobitz, M. E., Adams, J. E., Scully, S. P., & Lewallen, D. G. (2007). Direct tendon attachment and healing to porous tantalum: an experimental animal study. *J Bone Joint Surg Am*, 89(5), 1000-1009. doi: <https://dx.doi.org/10.2106/jbjs.e.00886>
- Ridzwan, M., Shuib, S., Hassan, A., Shokri, A., & Ibrahim, M. (2006). Optimization in implant topology to reduce stress shielding problem. *Journal of Applied Sciences*, 6, 2768-2773. doi: <http://dx.doi.org/10.3923/jas.2006.2768.2773>
- Ridzwan, M., Shuib, S., Hassan, A., Shokri, A., & Ibrahim, M. M. (2007). Problem of stress shielding and improvement to the hip implant designs: a review. *J. Med. Sci*, 7(3), 460-467. doi: <http://dx.doi.org/10.3923/jms.2007.460.467>
- Rietbergen, B. v., & Huiskes, R. (2001). Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip: A study of stem length and proximal fixation. *The Journal of Arthroplasty*, 16(8), 55-63. doi: <http://dx.doi.org/10.1054/arth.2001.28369>
- Rietbergen, B. V., Huiskes, R., Weinans, H., Sumner, D. R., Turner, T. M., & Galante, J. O. (1993). The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems. *Journal of Biomechanics*, 26(4), 369-382. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90001-U](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(93)90001-U)

- Saleh, M. M., Touny, A., Al-Omair, M. A., & Saleh, M. (2016). Biodegradable/biocompatible coated metal implants for orthopedic applications. *Bio-medical materials and engineering*, 27(1), 87-99. doi: <https://dx.doi.org/10.3233/BME-161568>
- Saltzman, B. M., Haughom, B., Oni, J. K., & Levine, B. R. (2014). Chronic Infection Leading to Failure of a Composite Femoral Stem: A Report of Two Cases. *HSS Journal*, 10(2), 180-185. doi: <https://dx.doi.org/10.1007/s11420-013-9378-0>
- Saravana Kumar, G., & George, S. P. (2017). Optimization of custom cementless stem using finite element analysis and elastic modulus distribution for reducing stress-shielding effect. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 0954411916686125. doi: <http://dx.doi.org/10.1177/0954411916686125>
- Schmidt, J., & Hackenbroch, M. H. (1994). The Cenos hollow stem in total hip arthroplasty: first experiences in a prospective study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 113(3), 117-120. doi: 10.1007/bf00441616. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1007/BF00441616>
- Simmons, C. A., Meguid, S. A., & Pilliar, R. M. (2001). Mechanical regulation of localized and appositional bone formation around bone-interfacing implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 55(1), 63-71. doi: [http://dx.doi.org/10.1002/1097-4636\(200104\)55:1<63::AID-JBM90>3.0.CO;2-V](http://dx.doi.org/10.1002/1097-4636(200104)55:1<63::AID-JBM90>3.0.CO;2-V)
- Simoneau, C., Brailovski, V., & Terriault, P. (2016). Design, manufacture and tensile properties of stochastic porous metallic structures. *Mechanics of Materials*, 94, 26-37. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmat.2015.11.010>
- Simoneau, C., Terriault, P., Jetté, B., Dumas, M., & Brailovski, V. (2017). Development of a porous metallic femoral stem: Design, manufacturing, simulation and mechanical testing. *Materials & Design*, 114, 546-556. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2016.10.064>
- Simoneau, C., Terriault, P., Rivard, J., & Brailovski, V. (2014). Modeling of metallic foam morphology using the Representative Volume Element approach: Development and experimental validation. *International Journal of Solids and Structures*, 51(21-22), 3633-3641. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2014.06.027>. Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020768314002595>
- Sing, S. L., An, J., Yeong, W. Y., & Wiria, F. E. (2016). Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(3), 369-385. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.23075>
- Smith & Nephew. (2016). CONCELOC - Material specifications. In S. Nephew (Éd.).

- Stojkovic, M., Trajanovic, M., Vitkovic, N., Milovanovic, J., Arsic, S., & Mitkovic, M. (2009). Referential geometrical entities for reverse modeling of geometry of femur. Dans *Proceedings of VIPIMAGE2009—second thematic conference on computational vision and medical image processing, Porto, Portugal* (pp. 189-194).
- Stryker Corp. (2009). Secur-Fit Max & Secur-Fit Plus Max : Surgical Protocol: Stryker Orthopedics.
- Sundfeldt, M., V Carlsson, L., B Johansson, C., Thomsen, P., & Gretzer, C. (2006). Aseptic loosening, not only a question of wear: A review of different theories. *Acta Orthopaedica*, 77(2), 177-197. doi: <http://dx.doi.org/10.1080/17453670610045902>
- Szwedowski, T. D., Taylor, W. R., Heller, M. O., Perka, C., Muller, M., & Duda, G. N. (2012). Generic rules of mechano-regulation combined with subject specific loading conditions can explain bone adaptation after THA. *PLoS One*, 7(5), e36231. doi: <https://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0036231>
- Talmo, C. T., Sharp, K. G., Malinowska, M., Bono, J. V., Ward, D. M., & Lareau, J. (2014). Spontaneous modular femoral head dissociation complicating total hip arthroplasty. *Orthopedics*, 37(6), e592-e595. doi: <https://dx.doi.org/10.3928/01477447-20140528-62>
- Tan, X., Tan, Y., Chow, C., Tor, S., & Yeong, W. (2017). Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. *Materials Science and Engineering: C*. doi: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.094>
- Taniguchi, N., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Sasaki, K., Otsuki, B., Nakamura, T., . . . Matsuda, S. (2016). Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering: C*, 59, 690-701. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2015.10.069>
- Tayton, E., Evans, S., & O'Doherty, D. (2010). Mapping the strain distribution on the proximal femur with titanium and flexible-stemmed implants using digital image correlation. *Bone & Joint Journal*, 92-B(8), 1176-1181. doi: <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.92B8.23553>
- Terriault, P., & Brailovski, V. (2018). Modeling and simulation of large, conformal, porosity-graded and lightweight lattice structures made by additive manufacturing. *Finite Elements in Analysis and Design*, 138(Supplement C), 1-11. doi: <https://doi.org/10.1016/j.finel.2017.09.005>

- Trebse, R., Milosev, I., Kovac, S., Mikek, M., & Pisot, V. (2005). Poor results from the isoelastic total hip replacement: 14-17-year follow-up of 149 cementless prostheses. *Acta Orthopaedica*, 76(2), 169-176. doi: <https://doi.org/10.1080/00016470510030535>
- Turner, A. W. L., Gillies, R. M., Sekel, R., Morris, P., Bruce, W., & Walsh, W. R. (2005). Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(4), 705-712. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.orthres.2005.02.002>
- Urlea, V., & Brailovski, V. (2017). Electropolishing and electropolishing-related allowances for powder bed selectively laser-melted Ti-6Al-4V alloy components. *Journal of Materials Processing Technology*, 242, 1-11. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2016.11.014>
- Väänänen, S. P., Amin Yavari, S., Weinans, H., Zadpoor, A. A., Jurvelin, J. S., & Isaksson, H. (2013). Repeatability of digital image correlation for measurement of surface strains in composite long bones. *Journal of Biomechanics*, 46(11), 1928-1932. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.05.021>
- Van Bael, S., Chai, Y. C., Truscello, S., Moesen, M., Kerckhofs, G., Van Oosterwyck, H., . . . Schrooten, J. (2012). The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. *Acta Biomaterialia*, 8(7), 2824-2834. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2012.04.001>
- Viceconti, M., Ansaloni, M., Baleani, M., & Toni, A. (2003). The muscle standardized femur: A step forward in the replication of numerical studies in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 217(2), 105-110. doi: <http://dx.doi.org/10.1243/09544110360579312>
- Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M., & Cristofolini, L. (2000). Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1611-1618. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00140-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00140-8)
- Vigliotti, A., & Pasini, D. (2012). Stiffness and strength of tridimensional periodic lattices. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 229-232, 27-43. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cma.2012.03.018>
- Walker, P., Campbell, D., Della Torre, P., Brazil, D., & McTighe, T. (2016). Trunnion Corrosion and Early Failure in Monolithic Metal-on-Polyethylene TMZF Femoral Components: A Case Series. *Reconstructive Review*, 6(3).
- Wang, D., Yang, Y., Yi, Z., & Su, X. (2013). Research on the fabricating quality optimization of the overhanging surface in SLM process. *The International Journal of Advanced*

- Manufacturing Technology*, 65(9), 1471-1484. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s00170-012-4271-4>
- Wang, K., Gustavson, L., & Dumbleton, J. (1993). The Characterization of Ti-12 Mo-6 Zr-2Fe: a New Biocompatible Titanium Alloy Developed for Surgical Implants. *Beta Titanium Alloys in the 1990's*, 49-60.
- Wang, Q., Zhang, H., Li, Q., Ye, L., Gan, H., Liu, Y., . . . Wang, Z. (2015). Biocompatibility and osteogenic properties of porous tantalum. *Experimental and therapeutic medicine*, 9(3), 780-786. doi: <https://dx.doi.org/10.3892%2Fetm.2015.2208>
- Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., . . . Xie, Y. M. (2016). Topological Design and Additive Manufacturing of Porous Metals for Bone Scaffolds and Orthopaedic Implants: A Review. *Biomaterials*, 83, 127-141. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.01.012>
- Wang, Z., Wang, C., Li, C., Qin, Y., Zhong, L., Chen, B., . . . Wang, J. (2017). Analysis of factors influencing bone ingrowth into three-dimensional printed porous metal scaffolds: A review. *Journal of Alloys and Compounds*, 717, 271-285. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.05.079>
- Warnke, P. H., Douglas, T., Wollny, P., Sherry, E., Steiner, M., Galonska, S., . . . Sivananthan, S. (2009). Rapid prototyping: porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering. *Tissue Eng Part C Methods*, 15(2), 115-124. doi: <https://dx.doi.org/10.1089/ten.tec.2008.0288>
- Wauthle, R. (2014). Industrialization of Selective Laser Melting for the Production of Porous Titanium and Tantalum Implants.
- Weinans, H., Huiskes, R., & Grootenboer, H. J. (1992). Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling. *J Orthop Res*, 10(6), 845-853. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100100614>
- White, C. A., Carsen, S., Rasuli, K., Feibel, R. J., Kim, P. R., & Beaulé, P. E. (2012). High incidence of migration with poor initial fixation of the Accolade® stem. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 470(2), 410-417. doi: <https://dx.doi.org/10.1007/s11999-011-2160-z>
- Xue, W., Krishna, B. V., Bandyopadhyay, A., & Bose, S. (2007). Processing and biocompatibility evaluation of laser processed porous titanium. *Acta Biomaterialia*, 3(6), 1007-1018. doi: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2007.05.009>
- Yamako, G., Chosa, E., Totoribe, K., Hanada, S., Masahashi, N., Yamada, N., & Itoi, E. (2014). In-vitro biomechanical evaluation of stress shielding and initial stability of a

- low-modulus hip stem made of β type Ti-33.6Nb-4Sn alloy. *Medical Engineering and Physics*, 36(12), 1665-1671. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.09.002>
- Yamako, G., Janssen, D., Hanada, S., Anijs, T., Ochiai, K., Totoribe, K., . . . Verdonschot, N. (2017). Improving stress shielding following total hip arthroplasty by using a femoral stem made of β type Ti-33.6Nb-4Sn with a Young's modulus gradation. *Journal of Biomechanics*. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.08.017. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.017>
- Yan, W., Berthe, J., & Wen, C. (2011). Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling. *Materials & Design*, 32(4), 1776-1782. doi: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2010.12.042>
- Yang, X., & Hutchinson, C. R. (2016). Corrosion-wear of β -Ti alloy TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe) in simulated body fluid. *Acta Biomaterialia*, 42, 429-439. doi: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2016.07.008>
- Yoshioka, Y., Siu, D., & Cooke, T. D. (1987). The anatomy and functional axes of the femur. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 69(6), 873-880.
- Zadpoor, A. A. (2017). Biomaterials and Tissue Biomechanics: A Match Made in Heaven? *Materials*, 10(5), 528. doi: <https://dx.doi.org/10.3390/ma10050528>
- Zadpoor, A. A., & Hedayati, R. (2016). Analytical relationships for prediction of the mechanical properties of additively manufactured porous biomaterials. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 104(12), 3164-3174. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.a.35855>
- Zhang, X.-Y., Fang, G., & Zhou, J. (2017). Manufactured Scaffolds for Bone Tissue Engineering and the Prediction of their Mechanical Behavior: A Review. *Materials*, 10(1), 50. doi: <http://doi.org/10.3390/ma10010050>
- Zheng, Y., Xu, X., Xu, Z., Cai, H., & Wang, J.-Q. (2017). *Metallic Biomaterials: New Directions and Technologies*. John Wiley & Sons.
- Zysset, P. K., Edward Guo, X., Edward Hoffler, C., Moore, K. E., & Goldstein, S. A. (1999). Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*, 32(10), 1005-1012. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00111-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00111-6)

