



HAL
open science

Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique: avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche

Mohamed Tellache, Emmanuel Rixrath, Patrick Chabrand, Christian
Hochard, Martine Pithioux, Sylvie Wendling-Mansuy

► **To cite this version:**

Mohamed Tellache, Emmanuel Rixrath, Patrick Chabrand, Christian Hochard, Martine Pithioux, et al.. Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique: avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01509004

HAL Id: hal-01509004

<https://hal.science/hal-01509004>

Submitted on 15 Apr 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Public Domain

Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique : Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.

M. Tellache ^{a, b}, E. Rixrath ^a, P. Chabrand ^a, C. Hochard ^b,
M. Pithioux ^a, S. Wendling-Mansuy ^a.

^aLABM UMSR 2164, Université de la Méditerranée,
Marseille

^bLMA CNRS UPR 7051, Marseille.

RÉSUMÉ : La résistance de l'os dépend de son état de minéralisation et de sa géométrie, qui eux même dépendent des sollicitations supportées. Ainsi l'os optimise sa masse et sa géométrie à travers le processus de remodelage et améliore sa portance. Ce phénomène peut être altéré par des déséquilibres métaboliques comme l'ostéoporose ou par des traumatismes. Il en résulte en général des fractures, dont les plus importantes sont celles qui touchent la partie proximale du fémur. La conséquence directe de ce type de fracture est le remplacement de l'articulation par une Prothèse Totale de Hanche (PTH). Le nombre d'implantations prothétiques ne cesse d'augmenter compte tenu de l'allongement de l'espérance de vie des patients. Dans la pathologie de l'ostéoporose, la résistance osseuse est essentiellement altérée par des mécanismes de dégradation de la structure. La résistance est ainsi altérée et conduit à une fracture. De même, la mise en place d'une PTH pour remplacer l'articulation, perturbe le régime des sollicitations physiologiques et mécaniques. Ainsi l'os est soumis à un nouvel environnement mécanique qui se traduit localement par des variations de champs de contraintes perturbants ainsi le remodelage osseux déjà touché par l'ostéoporose. L'objectif de ce travail est d'étudier la répartition des contraintes au sein du tissu osseux et l'influence de la perturbation des zones de sollicitations dans un fémur ostéoporotique.

MOTS-CLÉS : Ostéoporose, Prothèse totale de hanche, éléments finis.

1. Introduction

La structure ostéo-articulaire tient une place importante dans l'appareil locomoteur, elle soutient son poids propre, celui des tissus mous et supporte les efforts produits par les activités quotidiennes. Sa résistance dépend de son état de minéralisation et de sa géométrie, qui eux-mêmes dépendent des sollicitations supportées. Ainsi l'os optimise sa masse et sa géométrie à travers le processus de

remodelage et améliore sa portance. Ce phénomène peut être altéré par des déséquilibres métaboliques comme l'ostéoporose ou par des traumatismes. Il en résulte en général des fractures, dont les plus importantes sont celles qui touchent la partie proximale du fémur. La conséquence directe de ce type de fracture est le remplacement de l'articulation par une Prothèse Totale de Hanche (PTH). Le nombre d'implantations prothétiques ne cesse d'augmenter compte tenu de l'allongement de l'espérance de vie des patients. Etudier le comportement des prothèses et leurs performances est un enjeu majeur et nécessite à la fois des études sur le comportement des biomatériaux et leur usure mais également sur les problèmes d'interface entre biomatériaux et tissus vivants.

L'objectif de ce travail est d'étudier la répartition des contraintes au sein du tissu osseux et l'influence de la perturbation des zones de sollicitations dans un fémur ostéoporotique. Pour cela, deux modèles de comportement mécanique de l'os sont développés, d'une part, un modèle 3D d'os ostéoporotique non prothésé, d'autre part, le modèle avec implant. Ce travail s'inscrit dans un projet pluridisciplinaire en collaboration avec des équipes médicales et biologiques. Il contribue à la compréhension des mécanismes de rupture liés à la fragilisation de l'os, ainsi qu'à l'étude d'une prothèse dans son environnement dans le but d'assurer sa stabilité et donc sa longévité.

2. Matériels et Méthodes

Des prélèvements anatomiques ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Marseille (responsable : P. Champsaur), sur des sujets dans le cadre du don volontaire du corps. Les pièces cadavériques ont été conservées préalablement par injection intra-veineuse Winkler. La géométrie des os a été obtenue par acquisition scanner hélicoïdal (*General Electric LightSpeed Pro 16*) du pôle d'Imagerie Médicale de l'hôpital La Timone à Marseille (coupes natives de 0,625 mm d'épaisseur, 140 kV). A l'aide du code de reconstruction et de maillage CT2FEM [1], les coupes scanners ont été transformées en éléments cubiques avec prise en compte de la densité (niveau de gris de chaque voxel). A partir de la densité osseuse effective, la densité apparente de l'os est calculée selon la méthode décrite par Taylor et al [2].

Dans ce modèle de fémur, l'os cortical est séparé du trabéculaire par un seuil de densité apparente, au-delà d'une densité de $0.2g/cm^3$ l'os est considéré compact, en dessous de ce seuil l'os est considéré spongieux [3]. L'os compact est modélisé par un matériau isotrope transverse, les propriétés élastiques sont proportionnelles au carré de la densité [2]. L'orientation privilégiée du comportement de l'os est confondue avec les axes du fémur. Elle coïncide avec l'axe diaphysaire au niveau du fût et avec l'axe cervical au niveau du col. La partie spongieuse est considérée isotrope.

Les propriétés élastiques sont données en fonction de la densité apparente par les équations proposées par Taylor [2]. Les modules d'élasticité du $k^{\text{ième}}$ élément sont donnés en fonction de sa densité apparente ($\rho_{app,k}$), de la densité maximale observée dans l'os ($\rho_{app \max}$) et des modules élastiques maximaux ($E_{i \max}$, $G_{ij \max}$) dans les directions principales (i) et transverses (ij).

$$E_{i,k} = E_{i \max} \frac{\rho_{app,k}^2}{\rho_{app \max}^2} ; G_{ij,k} = G_{ij \max} \frac{\rho_{app,k}^2}{\rho_{app \max}^2} \quad [1]$$

Les valeurs maximales des modules d'élasticité dans la direction privilégiée et transversale sont données dans le tableau suivant :

Modules élastiques (GPa)					
$E_{1 \max}$	$E_{2 \max}$	$E_{3 \max}$	$G_{21 \max}$	$G_{31 \max}$	$G_{32 \max}$
23	14	14	6.2	5.8	4.6

Avec $\nu_{23} = 0.42$ et $\nu_{21} = \nu_{31} = 0.21$ avec l'axe (1) l'axe longitudinal, l'axe (1) et (2) radial et tangentiel.

Tableau 1. Valeurs maximales des propriétés élastiques de l'os

Le maillage du fémur obtenu à partir des acquisitions tomographiques est utilisé pour simuler un remplacement de l'articulation par un implant. La prothèse lisse est solidarisée à l'os par un ciment acrylique. Le modèle de la PTH cimentée est constitué de 3 matériaux. La prothèse en titane (solide élastique, homogène, isotrope, $E = 110000 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$), le ciment acrylique (solide élastique, homogène, isotrope, $E = 2200 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$) et l'os considéré isotrope transverse avec les propriétés décrites pour le fémur humain non prothésé.

L'interface os–ciment est considérée en adhérence et l'interface ciment–implant est modélisée en contact avec frottement sec entre les deux surfaces (coefficient de frottement sec égale à $\mu = 0.1$ [4]). Les nœuds de chaque surface composant l'interface en contact sont appariés.

Le cas de charge simulant la phase d'appui mono–podal de la marche, est appliqué aux deux modèles. L'effort transmis à la tête fémorale et prothétique ainsi que l'activité musculaire lors de la marche ont été collectés par Bergmann et al [5] qui, à l'aide de prothèses fémorales instrumentées implantées dans des patients volontaires, ont pu déterminer le chargement au centre de la tête de la prothèse dans les 3 directions de l'espace, lors de différentes activités physiques.

Les composantes des efforts appliqués sont décrites dans le repère anatomique (plan 'xz' confondu avec le plan frontal et 'xy' avec le plan sagittal) et sont résumées dans le tableau 2 pour le cas d'un individu d'un poids de 650 N.

	Fx (%Poids)	Fy (%Poids)	Fz (%Poids)	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
Effort appliqué à la tête	52	-32	-225	338	-208	-1462.5
Efforts musculaires						
Tenseur du Fascia Lata (TFL) Point P1	Distal			4.18	-5.85	-158.84
	Proximal			-60.19	96.97	110.35
Vastus Lateralis (VL) Point P2				7.524	154.66	-776.64
Muscles Abducteurs Point P2				-484.8	35.948	723.14

Tableau 2. Valeurs maximales de l'effort appliqué à la tête (exprimé en % du poids propre et Newton) et des efforts musculaires (en Newton) lors de la marche.

Le modèle aux éléments finis du fémur humain comporte 85624 éléments hexaédriques de 81 nœuds chacun. Le fémur est divisé en 3 parties (col, massif des trochanters, fût), chaque partie est composée de 28 sous-parties correspondant à des groupes de mêmes propriétés élastiques. Le modèle PTH est composé de 395073 éléments tétraédriques à 4 nœuds, répartis entre l'os et le ciment et 64833 éléments tétraédriques pour la prothèse métallique. Pour les deux modèles, nous avons utilisé le logiciel EF ABAQUS (Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc.) pour calculer la distribution des contraintes dans l'os avec et sans prothèse.

3. Résultats

La distribution des contraintes de Von Mises pour le fémur avant et après PTH est présentée dans la figure 1.

Dans le fémur non prothésé, l'effort appliqué sur la tête fémorale se transmet au cortical inféro-antérieur via le réseau trabéculaire pour arriver à la diaphyse. Ainsi, la distribution des contraintes de Von Mises au niveau de la diaphyse varie entre 9 MPa à 22 MPa. Au niveau du col, la contrainte maximale de Von Mises, varie de 22 MPa à 26 MPa. Dans le réseau trabéculaire principal de la tête fémorale, la contrainte est moins importante que dans le cortical (~10 MPa).

Pour le fémur prothésé, la distribution des contraintes de Von Mises au niveau de la diaphyse sur la face médiale varie de 5 MPa sous le col de la prothèse à 28 MPa à hauteur de la pointe de l'implant. A l'inverse, sur la face latérale, les contraintes de Von Mises varient de 24 MPa au niveau des trochanters à 7 MPa au niveau de la pointe de l'implant. Dans le ciment, la distribution des contraintes varie de 8 MPa à l'entrée de la prothèse à 13 MPa à la pointe.

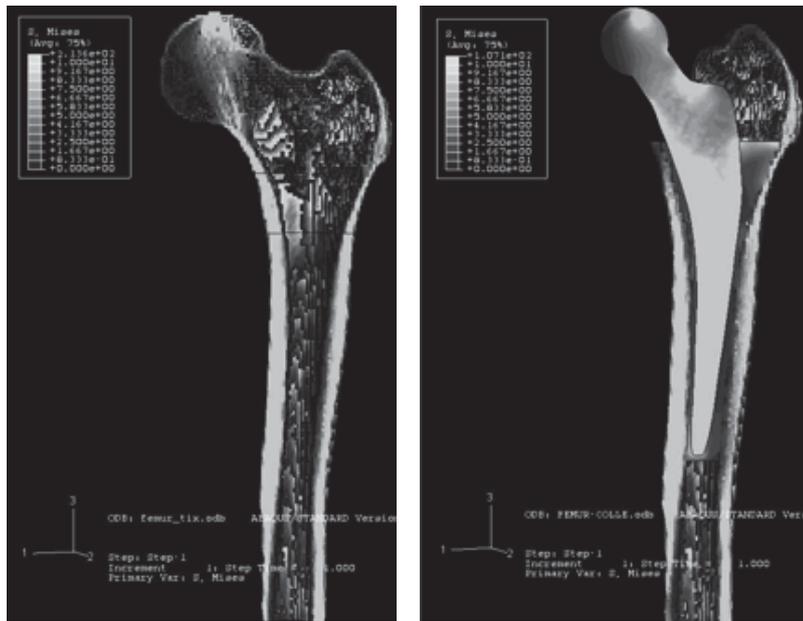


Figure 1. Distribution des contraintes (a) dans le fémur (b) dans le fémur prothésé

4. Discussion et conclusion

Ce travail vise à évaluer la distribution des contraintes dans un fémur dont la structure est dégradée par la raréfaction des réseaux trabéculaires, la diminution de l'épaisseur corticale, et après l'implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.

La transmission des efforts dans le fémur avant l'implantation d'une prothèse est assurée par le réseau trabéculaire dans un premier temps, puis par l'enveloppe corticale. Dans le cas de l'ostéoporose, cette transmission est perturbée par le remaniement osseux dû à la raréfaction du réseau trabéculaire. Le présent travail montre que cette raréfaction provoque une sur contrainte de la zone inféro-antérieure du cortical du col fémoral. Ce résultat est conforté par les études histomorphométriques réalisées par Bell et al [7] qui ont observé une diminution des épaisseurs corticales de cette zone, chez les personnes atteintes d'ostéoporose, avec une augmentation de la porosité du cortical (élargissement des canaux d'Havers). Ce phénomène peut être expliqué par la perturbation mécanique du remodelage osseux dans cette zone.

Le deuxième modèle avec implant montre des zones sensibles au descellement de la prothèse. En effet, la partie haute de la prothèse est une région fragilisée par des zones de sur-contraintes du côté latérale de la diaphyse proximale, et côté médiale de la partie distale à la hauteur de la pointe. Les zones de sous-contraintes se situent sous le col de la prothèse et sur le côté latéral de la diaphyse distale. Les résultats issus de cette étude sont en accord avec les résultats trouvés dans la littérature dans le cas d'une phase du cycle de marche [8,9].

En plus de la perturbation de l'os, le ciment peut être à l'origine de la reprise des prothèses par descellement. Les contraintes dans le ciment obtenues par le présent modèle sont en accord avec les résultats issus de la littérature [10].

Notre étude se limite au cas de la marche et peut être étendue à des situations de charges plus défavorables que sont la montée d'escalier ou la course à pied. De plus, un seul fémur a été étudié. Un travail plus large portant sur différentes formes de prothèse et de fémurs peut compléter ce travail sur l'analyse de la distribution des contraintes. Enfin, nous nous sommes limités à étudier la stabilité à court terme de la prothèse sans tenir compte des phénomènes d'ostéo-intégration et de remodelage osseux. Ce travail est une contribution dans la compréhension de l'adaptation du tissu osseux sous contraintes et dans des cas pathologiques.

Références :

- [1] CT2FEM : Copyright (c) 1996 Laboratorio di Tecnologia Medica of Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna – Italy.
- [2] Taylor, et al [2002]: Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*.
- [3] Masahiko Bessho et al [2007]: Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method, *Journal of Biomechanics*.
- [4] N. Nuño et al [2006]: Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants. *Clinical Biomechanics*.
- [5] G. Bergmann et al [1993]: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients, *Journal of Biomechanics*, Volume 26, Issue 8, , August 1993, Pages 969-990.
- [6] Van Rietbergen et al [2003]: Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic human femur. *J Bone Miner Res*.
- [7] K. L. Bell et al [1996]: Cortical and Cancellous Bone in the Human Femoral Neck: Evaluation of an Interactive Image Analysis System. *Bone*.
- [8] J. Grasa, et al [2005]: A probabilistic damage model for acrylic cements. Application to the life prediction of cemented hip implants. *International journal of fatigue*.
- [9] O. Kayabasi et al [2006]: Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. *Advances in Engineering Software*.
- [10] Kleemann et al [2003]: THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res*.