

ETUDE EXPERIMENTALE DE LA RUPTURE OSTÉOPOROTIQUE DU COL FÉMORAL

Mohamed Tellache^{1,2}, Martine Pithioux¹, Patrick Chabrand¹, Christian Hochard², Pierre Champsaur³ et Thomas LeCorroller³.

¹Laboratoire d'Aérodynamique et Biomécanique du Mouvement.
Université de la méditerranée, 163 Avenue de Luminy,
13288 Marseille cedex09. France.

²Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique
CNRS, 31 chemin Joseph-Aiguier,
13402 Marseille cedex20. France.

³CHU Marseille - Radiologie et Imagerie Médicale
Hôpital de la Timone, 254, rue Saint Pierre
13385 MARSEILLE CEDEX 5

Email : mohamed.tellache@univmed.fr

Résumé

L'ostéoporose est une maladie qui affaiblit la structure de l'os par la détérioration de l'architecture trabéculaire et par la diminution de l'épaisseur corticale et l'augmentation de sa porosité. Malgré le coût de santé public, son dépistage n'est pas systématique, et n'est basé que sur l'évaluation de la minéralisation d'un volume osseux à partir de sa projection plane. Aucune information directe sur la structure n'est donnée. Dans le but d'étudier la contribution de la structure osseuse dans la résistance de la partie proximale du fémur, un protocole expérimental simulant la phase d'appui monopodal de la marche, a été développé. Ces essais ont permis de mesurer l'effort à la rupture nécessaire pour provoquer des fractures au niveau du col fémoral semblables aux observations cliniques. Les résultats expérimentaux, serviront à développer un modèle numérique basé sur la théorie des poutres, pour étudier la contribution de l'enveloppe corticale et des faisceaux trabéculaires dans la résistance de la partie proximale du fémur.

Abstract

The osteoporosis is a disease that weakens the bone structure by deterioration of the trabecular architecture and by decreases the cortical width and increases its porosity. In spite of the important incidence on the public health, its screening is not systematic, and is only based on the evaluation of the mineralization of a bone volume starting from its plane projection, no direct information about the structure of bone is given. In order to study the contribution of bone structure on the proximal femur strength, an experimental device was developed to simulate loads acting on femoral neck in the one leg stance phase of walking. These in-vitro tests, allowed to measure failure loads of femoral neck required to obtain femoral neck fractures closer to clinical observations. The experimental results will be used to develop numerical model based on beam theory in order to study the contribution of both cortical envelope and cancellous bone in strength of proximal femur.

Mots-clefs : Ostéoporose, Fracture du col, Orientation physiologique

1 Introduction

L'ostéoporose est une maladie dégénérative des os caractérisée par une détérioration généralisée du tissu osseux par altération du réseau trabéculaire et de l'enveloppe corticale (Bell *et al.* (1999)). Elle engendre des fractures dont celles qui touchent le col fémoral sont les plus importantes. Malgré le coût de santé public, son dépistage n'est pas systématique, et n'est

basé que sur une mesure régionale de la quantité de minéral contenu dans l'os par ostéodensitométrie.

Afin d'améliorer le dépistage, plusieurs travaux ont étudié les propriétés densitométriques et géométriques de l'os et leurs influences sur la résistance osseuse à travers des essais sur la structure du fémur. Ces essais simulent des chutes latérales (chargement sur le grand trochanter) ou d'adduction de la jambe (chargement sur la tête fémorale) pour s'approcher des configurations physiologiques. Les fractures obtenues pour la 1^{ère} configuration sont traumatiques et ne représentent pas des fractures ostéoporotiques (Lochmüller *et al* (2002)). La 2^{ème} reproduit différents types de fracture avec au maximum 69% de fractures sous-capitale proches de celles observées cliniquement (Cody *et al* (1999)).

Dans le but d'étudier les mécanismes de rupture ostéoporotiques, nous avons développé un protocole expérimental simulant la phase d'appui monopodal de la marche. Cet essai nous a permis de simuler l'action musculaire et le poids propre subit par le col fémoral lors de cette phase. Le chargement est appliqué verticalement sur la tête fémorale, les fémurs sont maintenus dans une position physiologique (diaphyses inclinées de 17° dans le plan frontal et de 6° dans le sagittal avant fixation dans une résine).

Ce protocole expérimental nous a permis de mesurer les forces à rupture et les déformations locales proche de la rupture pour des échantillons avec des lignes de rupture sous-capitales. Les fractures obtenues sont semblables aux observations cliniques. La phase suivante, consistera à développer un modèle numérique basé sur la théorie des poutres pour estimer la résistance structurelle en incluant les propriétés matérielles et géométriques du fémur.

2 Matériel et méthode

L'objet de ce travail est l'étude in-vitro, de la résistance de la proximale fémorale sous sollicitations physiologiques. Les pièces anatomiques expérimentées ont été obtenues par le Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Marseille, sur des sujets dans le cadre du don volontaire de corps, sous la responsabilité des membres de l'équipe médicale (Pr. P. Champsaur et Dr T. Le Corroller). Cinq fémurs humains frais ont été obtenus à partir de cadavres traités par injection intraveineuse post-mortem de Winkler (4 donneurs). Ces fémurs ont été ensuite conservés en chambre froide à la température de 5°C jusqu'à acquisition de la géométrie par tomodynamométrie, puis conservés par congélation à -20° jusqu'à la réalisation des essais.

Les acquisitions tomodynamométriques de ces fémurs ont été réalisées à l'aide d'un scanner hélicoïdal (*General Electric LightSpeed Pro 16*) du pôle d'Imagerie Médicale de l'hôpital de La Timone, Marseille (coupes natives de 0,625 mm d'épaisseur, 140 kV). A partir des coupes scanners, la géométrie 3D des os a été obtenue par reconstruction à l'aide du logiciel *ImageJ*¹.

La géométrie exacte des fémurs obtenue à partir des images scanner a été utilisée pour mettre en œuvre le dispositif expérimental. Ce dispositif a été élaboré afin de positionner les fémurs pour simuler un chargement d'orientation physiologique correspondant à la phase d'appui mono-podal de la marche. Ce choix se base sur les observations de Beck *et al* (1990) et de Lotz *et al* (1995) qui montrent que la phase d'appui mono-podal est la phase de sollicitation non-traumatique maximale sur le col fémoral.

Les efforts transmis à l'articulation de la hanche pour cette phase, ont été décrits par plusieurs auteurs (Bergmann *et al* (2001), Lotz *et al* (1995)). Les données de Lotz ont été choisies pour décrire l'orientation des efforts appliqués à la tête fémorale. Pour adapter la position physiologique à un chargement vertical, les fémurs sont disposés avec des inclinaisons déduites de l'orientation dans l'espace de l'effort appliqué à la tête (17° dans le plan sagittal, autour de l'axe frontal ; 6° dans le plan frontal, autour de l'axe sagittal).

¹ Image Processing and Analysis in Java <http://rsb.info.nih.gov/ij/>

Les fémurs sont ainsi disposés dans un manchon en PVC et fixés dans une résine EPOXY afin d'immerger la partie inférieure à la ligne inter-trochanter (voir FIG. 1). Cette fixation permet de ne solliciter, lors des essais, que le col. Ce choix est motivé par le besoin de mettre en œuvre un dispositif original pour solliciter le col fémoral avec une seule force résultante de l'action musculaire et du poids propre lors de la marche, l'objectif est de s'approcher des fractures ostéoporotiques observées cliniquement.

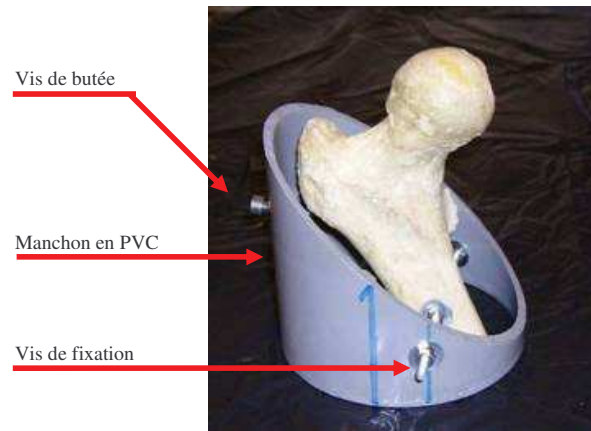


FIG. 1 – Dispositif de fixation de la partie proximale du fémur dans un manchon de PVC.

Le chargement vertical est appliqué à l'aide d'une machine de traction/compression INSTRON. Les fémurs sont maintenus sur la machine à l'aide d'un mandrin à trois mâchoires, pour aligner la tête fémorale avec l'indenteur de la machine (voir FIG. 2). Entre l'os et l'indenteur métallique, un élastomère déformable est placé. La fonction de l'élastomère est de permettre la répartition de la charge appliquée sur une surface proche de la répartition anatomique (Yoshida *et al* (2005)), évitant ainsi l'application concentrique du chargement mais aussi la répartition du chargement sur toute la tête fémorale.

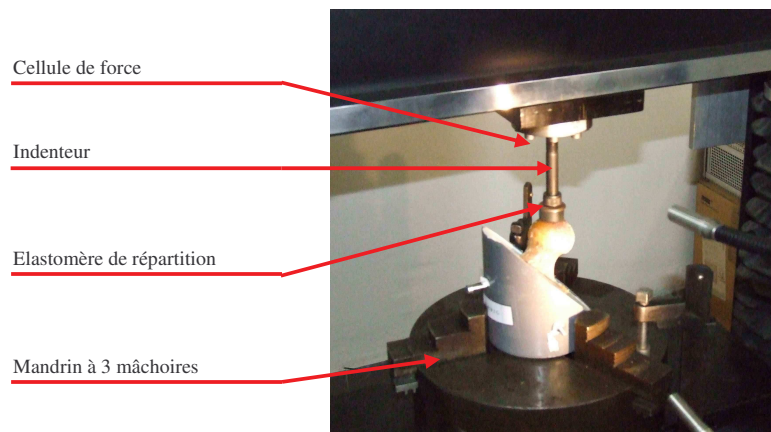


FIG. 2 – Dispositif de fixation et de chargement de l'os sur la machine INSTRON

La machine INSTRON est équipée d'une cellule de force permettant de mesurer l'intensité des efforts appliqués sur la tête fémorale. Le capteur de la cellule permet de mesurer des efforts allant jusqu'à 100 daN, avec une précision de ± 2.5 N.

Un système d'acquisition d'images est utilisé pour mesurer la déformation de la face postérieure du col fémoral. La géométrie de cette région est la plus régulière ce qui permet de minimiser les artefacts d'acquisition liés à la géométrie spatiale de l'os. Ce système est composé d'un appareil photo numérique JAI CV-M1 d'une résolution de 1020*1288 pixel (avec pixel carré), et d'un objectif optique pour localiser une région de capture à un échelle de 50 pixel/1 mm. La déformation est déduite des déplacements relatifs d'un mouchetis de point réalisé sur la face postérieure par projection de peinture mate.

L'appareillage est asservi par un logiciel permettant l'acquisition manuel ou automatique. Le dispositif est complété par un système d'éclairage intense projeté sur les échantillons par deux faisceaux de fibre optique. Ce système permet une bonne visualisation de la surface osseuse lors des essais (source lumineuse loin du dispositif).

Les images de l'évolution de la déformation avec le chargement sont exploitées par le logiciel de corrélation d'image *Icasoft* développé par le *LaMCoS*[†].

Un chargement quasi-statique à vitesse de déplacement constante (2 mm/sec), a été appliqué jusqu'à rupture. L'effort appliqué a été enregistré à une fréquence de 10Hz. L'acquisition des images déformées a été synchronisée avec les efforts.

3 Résultats

Les trois premiers fémurs ont subi des fractures fémorales cervicales, avec une initiation sous-capitale et une bifurcation après rupture (voir FIG. 3, A et B). Pour l'un des deux derniers fémurs provenant du même donneur (fémur N°4), il n'y a pas eu de fracture mais un enfoncement de la tête fémorale sur le col a été observé. Le fémur N°5 a quant à lui subi une fracture sous-capitale nette.

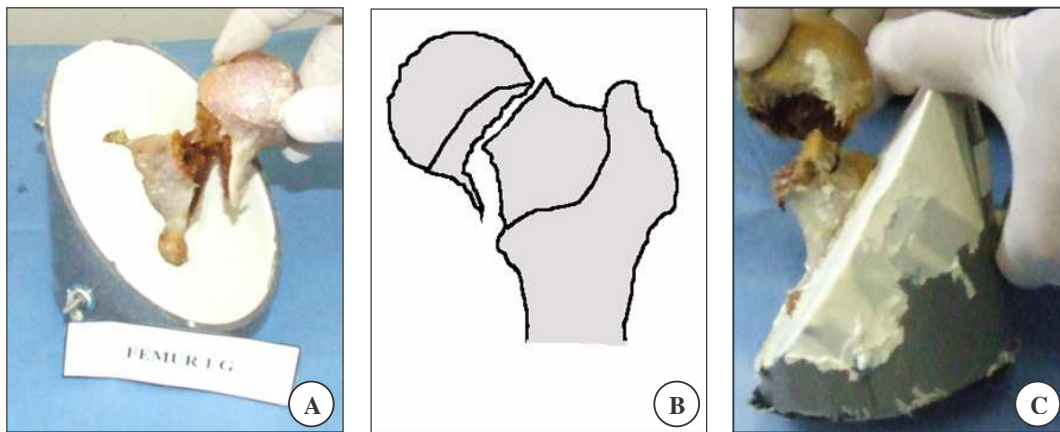


FIG. 3 – Profils de rupture obtenus : A – profil de rupture du fémur N°1, B – profil de rupture avec bifurcation des fémurs N°1, 2 3, C – profil de rupture du fémur 5.

Les efforts à rupture enregistrés pour les trois premiers fémurs sont respectivement : 256daN, 300daN et 466daN. Le fémur N°5 a été fracturé avec une force de 456daN. Le fémur N°4 a été exclu de l'étude car il n'a pas subi de fracture.

Les séquences d'images obtenues par le système mis en place donnent un aperçu des profils de rupture (voir FIG. 4 – C) et ont permis de calculer les normes des déplacements d'un maillage généré par le logiciel ICASOFT (voir FIG. 4 – D).

[†] http://lamcos.insa-lyon.fr/Ressources/Logiciels/sifasoft_FR.htm

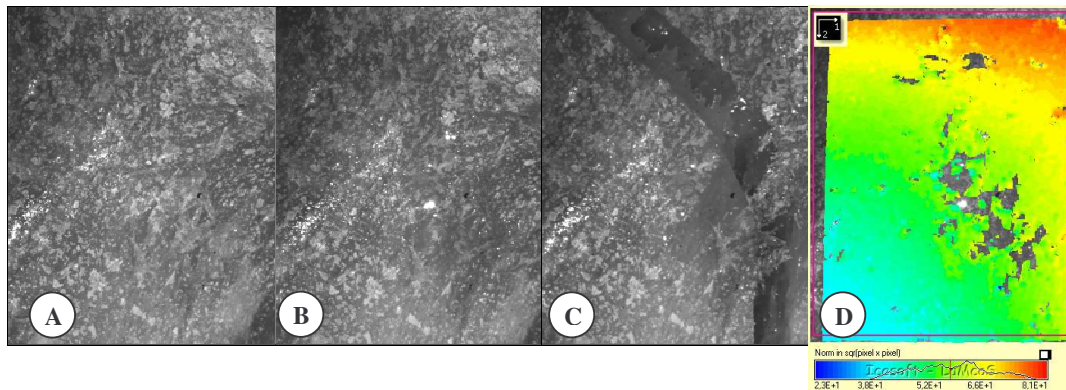


FIG. 4 – Images de déformation de la face postérieure du fémur N°1 : A – image de référence, B– image déformée avant rupture, C– profil de rupture et D – norme du déplacement de l’image avant rupture.

4 Discussion

Les profils de rupture obtenus peuvent être expliqués par le choix d’orientations adoptées pour soumettre les fémurs à des chargements physiologiques. Dans la littérature, les profils de rupture varient avec les configurations de chargement employées. Beck *et al* (1990) aboutissent à des profils de rupture qui traversent le col fémoral verticalement pour un fémur fixé par sa diaphyse verticalement. Kayek *et al* (2001) trouvent avec une configuration d’abduction (fémur fixé par sa diaphyse incliné dans le plan frontal de 20°), des fractures semblables à celles de Beck et des fractures trans-trochantériennes plus proches des fractures traumatiques. En utilisant une configuration d’abduction du membre pelvien avec un angle de 25°, Cody *et al* (1999) trouvent des fractures cervicales vraies, avec 69% de fractures sous-capitales.

Les efforts à rupture obtenus dans cette étude sont comparables à ceux obtenus en chargement vertical par Lochmüller *et al* ($442 \pm 168 \text{ daN}$ pour les hommes, $291 \pm 93 \text{ daN}$ pour des femmes). Cette échelle de grandeur est comparable aux observations in-vivo de Bergmann *et al* (2001) qui trouvent un effort maximal appliqué à la tête fémorale lors de la marche, de l’ordre de 2.7~2.8 fois le poids propre de la personne. Les configurations d’abduction de la jambe utilisées par Cody et Keyak nécessitent des efforts nettement supérieurs aux sollicitations physiologiques pour provoquer la rupture ($919,6 \pm 317,7 \text{ daN}$ pour Cody, 300 à 1500 daN pour Keyak).

Dans ce travail, le déplacement imposé à la tête fémorale n’a pas été utilisé pour calculer la déflexion de la tête car la transmission de l’effort s’effectue à l’aide d’un anneau en élastomère déformable. Les déplacements de la face postérieure du col fémoral sont calculés par corrélation d’image (ICASOFT), pour avoir une appréciation des déformations locales proche des lignes de fractures. Cette mesure locale, servira à valider les résultats d’un modèle numérique de rupture de la structure.

5 Conclusion

L’objet de cette étude est l’évaluation de la contribution de la structure osseuse du fémur dans la résistance aux sollicitations non-traumatiques. A cet effet, le dispositif expérimental développé pour simuler la phase de sollicitations maximales de la marche, a permis d’obtenir des profils de rupture sous-capitale proches des observations cliniques.

Pour mieux apprécier les profils de rupture, les os seront analysés par tomодensitométrie pour avoir une reconstruction en 3D des profils de fractures et connaître les localisations exactes des lignes de fracture.

Ces premiers essais destructifs seront complétés par une deuxième campagne expérimentale sur six fémurs pour avoir un nombre d'échantillons satisfaisant.

La contribution de l'enveloppe corticale et du réseau trabéculaire sera évaluée par une analyse de la géométrie et de la densité osseuse avant essais in-vitro, par tomодensitométrie. La géométrie et la densité de l'os seront traduites par un modèle numérique du fémur en théorie des poutres. L'os sera considéré composé d'un os spongieux enveloppé par une épaisseur d'os cortical. Les résultats de cette modélisation seront comparés à ceux obtenus par les essais destructifs.

Références

- Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW Jr & Rao GU. 1990 Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach. *Invest Radiol.* 25(1):6-18.
- Bell KL, Loveridge N, Power J, Garrahan N, Meggitt BF & Reeve J. 1999 Regional differences in cortical porosity in the fractured femoral neck. *Bone.* 24(1):57-64.
- 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*, Volume 34, Issue 7, Pages 859-871.
- Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA & Fyhrie DP. 1999 Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J Biomech.* 32(10) : 1013-20.
- Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, Les CM & Skinner HB. 2001 Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models. *Med Eng Phys.* 23(9):657-64.
- Lochmuller E. M, Groll O, Kuhn V & Eckstein F 2002 Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius, *Bone*, Volume 30, Issue 1, Pages 207-216.
- Lotz JC, Cheal EJ & Hayes WC. 1995 Stress distributions within the proximal femur during gait and falls: implications for osteoporotic fracture. *Osteoporos Int.*;5(4):252-61.
- Yoshida H, Faust A, Wilckens J, Kitagawa M, Fetto J & Chao EY. 2006 Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *J Biomech.*; 39 (11): 1996-2004.