

Effet de la vitesse de déformation sur la ténacité d'os cortical de tibias humains

R. GAUTHIER^{a,b,c}, H. FOLLET^{a,b,d} and D. MITTON^{a,b,c}

a. Université de Lyon, F-69622, Lyon, France;

b. Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne;

c. IFSTTAR, UMR_T9406, LBMC Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, F69675, Bron;

d. INSERM, UMR 1033, F-69008 Lyon, France.

Résumé :

L'ostéoporose cause environ 25 000 fractures par jour en Europe. Les méthodes utilisées en clinique pour établir son diagnostic sont basées sur des mesures densitométriques. Cependant, les résultats obtenus à l'aide de cette technique ne sont pas assez discriminants, 50% des femmes ayant subi une fracture ostéoporotique ne sont pas diagnostiquées comme atteintes d'ostéoporose selon les mesures densitométriques. Dans le but d'améliorer les prédictions sur le risque de fracture, de nouvelles méthodes sont envisagées, notamment le développement de modèles numériques simulant le comportement mécanique de l'os face à la fracture. Les données utilisées dans ces simulations ont été déterminées à partir d'essais mécaniques sous chargement quasi-statique. Or une fracture ostéoporotique est généralement la conséquence d'une chute du sujet, équivalent à un chargement rapide. L'os étant un matériau viscoélastique, l'objectif de cette étude est de mesurer la ténacité de l'os cortical humain sous chargement quasi-statique et sous chargement rapide pour simuler un cas de chute. Les résultats montrent que la ténacité de l'os cortical humain est plus faible pour une vitesse de chargement rapide.

Mots clefs : ténacité, os cortical humain, vitesse de déformation

1 Introduction

Dans le monde, l'ostéoporose affecte 40% des femmes de plus de 70 ans [1]. Selon l'*International Osteoporosis Foundation* [2], le nombre de fractures du col du fémur va être multiplié par 4 d'ici 2050. Le risque de fracture est augmenté pour toute personne atteinte d'ostéoporose. Cette maladie osseuse dégrade le tissu en modifiant ses propriétés géométriques (par ex. la micro-architecture de l'os ou l'épaisseur de cortical) [3] et mécaniques (par ex. la ténacité de l'os cortical) [4]. Dans le but d'évaluer le risque de fracture, des mesures évaluant la densité minérale osseuse sont effectuées. Cette technique de diagnostic n'est cependant pas assez discriminante [5]. C'est pour cela que de nouvelles méthodes sont aujourd'hui développées dans le but de compléter cette étude densitométrique. Les modèles numériques sont notamment de plus en plus exploités pour simuler le comportement mécanique de l'os en prenant en compte ses aspects architecturaux [6]. Les propriétés matériaux

utilisées dans la majorité de ces modèles sont collectées lors d'essais mécaniques, comme c'est le cas de la ténacité [7].

On remarque cependant que la plupart de ces tests mécaniques ont été effectués sous chargement quasi-statique associé à une vitesse de déformation d'environ 10^{-4} s^{-1} [4,8]. Or la majorité des fractures se produisent à la suite d'une chute [9]. Des mesures *in vivo* ont révélé que la vitesse de déformation associée à la chute d'un sujet est d'environ 0.05 s^{-1} , soit un chargement rapide [10].

Il n'existe que peu d'études relatant le comportement mécanique de l'os cortical face à un chargement rapide. Zimmerman et *al.* observent que la ténacité de l'os cortical chute quand la vitesse de chargement augmente [11]. Cela signifie qu'à vitesse de déformation élevée la fissure a plus de facilité à se frayer un chemin à travers la microstructure complexe de l'os. Afin d'apporter une explication à ce phénomène, l'équipe de Zimmermann a supposé que les mécanismes viscoplastiques permettant de ralentir la propagation de fissure n'ont pas le temps de s'activer lorsque la vitesse de déformation est trop élevée. Cependant, cette étude a été menée sur un unique sujet, limitant ainsi sa généralisation sur une population entière.

L'objectif de notre étude est donc de confirmer les résultats trouvés par Zimmermann et *al.* en réalisant des essais de ténacité sur des échantillons provenant de plusieurs sujets sous chargement lent et sous chargement rapide pour simuler un cas de chute.

2 Matériels et méthodes

2.1 Préparations des échantillons

Six tibias distaux droits provenant de six sujets âgés de 50 à 95 ans (âge 72.7 ± 15.2) ont été obtenus. Les échantillons ont été prélevés à partir de la région postérieure de la diaphyse. Des parallélépipèdes de 25mm de long, 2mm de haut et 1mm d'épaisseur ont été coupés à l'aide d'une scie à lame diamantée (ISOMET 4000, Buehler). Les échantillons ont été taillés dans la direction longitudinale de l'os, la direction la plus grande de l'éprouvette orientée selon la direction de la diaphyse. Une entaille a ensuite été réalisée au milieu des échantillons. Une pré-fissure a été formée en fond d'entaille à l'aide d'une lame de rasoir afin d'obtenir une fissure de longueur initiale $a \approx 1.1 \text{ mm}$ et un faible rayon de courbure [12]. La microstructure osseuse variant d'un sujet à l'autre et afin d'évaluer l'effet de la vitesse, deux échantillons par os ont été prélevés, le premier est testé à faible vitesse de déformation (10^{-4} s^{-1}) et l'autre à vitesse élevée (0.05 s^{-1}). Tous les échantillons ont été conservés à -20°C , et immergés dans une solution saline 24h avant les essais [11] afin d'éviter le dessèchement de l'os, ce qui peut altérer les propriétés mécaniques de l'os cortical.

2.2 Essai mécanique

Les échantillons ont été testés en flexion 3 points, sur une machine servo-hydraulique (INSTRON 8802, High Wycombe, England), les courbes force-déplacement ont été enregistrées. Les deux vitesses de déplacements du vérin correspondant aux deux vitesses de déformation choisies sont de $10^{-3} \text{ mm.s}^{-1}$ pour le chargement quasi-statique et 10 mm.s^{-1} pour le chargement rapide.

2.4 Mesure de ténacité

Les mesures de ténacité ont été effectuées selon la norme ASTM E-1820 [14] pour des échantillons SENB (Single Edge Notched Bending). Le paramètre calculé est l'intégrale J (N.m^{-1}) qui prend en compte la déformation plastique du matériau lors du chargement. Ce paramètre se divise en deux parties associées aux contributions élastiques (J_{el}) et plastiques (J_{pl}) de la déformation :

$$J = J_{el} + J_{pl} = \frac{K_{el}^2}{E'} + J_{pl} \quad (1)$$

E' est le module élastique $E'=E/(1-\nu^2)$ ($E=15$ GPa, [11]) dans des conditions de déformations planes, ν est le coefficient de Poisson ($\nu=0.3$, [11]) et K_{el} ($\text{MPa.m}^{0.5}$) est la contribution linéaire-élastique du facteur d'intensité de contraintes :

$$K_{el} = \frac{PS}{BW^{3/2}} f\left(\frac{a}{W}\right) \quad (2)$$

P (N) est la charge correspondante à la contrainte plastique du matériau, S (mm) est la distance entre les deux appuis inférieurs du montage de flexion 3 points, et $f(a/W)$ est une fonction polynomiale dépendant de la longueur de la fissure a (mm) et de la hauteur de l'échantillon W (mm) [14].

La contribution plastique s'écrit :

$$J_{pl} = \frac{\eta A_{pl}}{Bb} \quad (3)$$

Où $\eta=1.9$ est un facteur géométrique, A_{pl} (N.mm) est l'aire sous la courbe plastique et b (mm) le ligament non entaillé ($b=W-a$).

Le paramètre de ténacité pour une ouverture en mode I est alors défini par la relation suivante :

$$K_{Jc} = (E' * J_{Ic})^2 \quad (4)$$

2.4 Test statistique

Afin de tester statistiquement la différence de ténacité entre les deux vitesses de chargement, un test de Wilcoxon pour échantillons appariés a été effectué à l'aide du logiciel R[®].

3 Résultats et discussions

Un exemple d'effet de la vitesse sur la réponse Effort-Déplacement est illustré en Figure 1. Lorsque la vitesse de déformation est faible, le matériau se comporte dans un premier temps de façon élastique, lorsque la charge dépasse la limite de plasticité, la déformation devient plastique. Ce comportement est typique d'un matériau ductile. Lorsque que la vitesse est plus élevée, le matériau se déforme élastiquement et se rompt directement après le point de plasticité, l'os se comporte ici comme un matériau fragile. Les mêmes types de courbes ont été observés pour les 6 sujets.

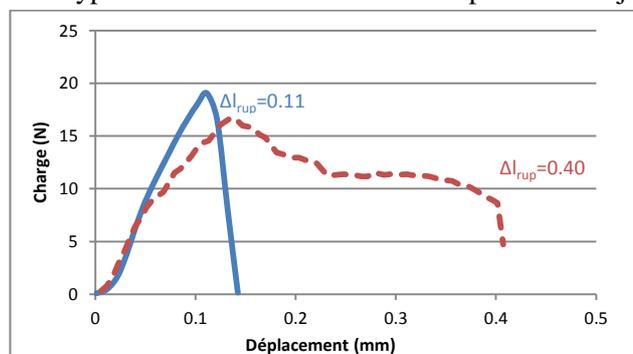


Figure 1 Courbe force-déplacement d'échantillons d'os cortical humain testés sous chargement lent (pointillés rouge) et rapide (bleue) (Δl_{rup} : déplacement à la rupture)

Le Tableau 1 présente les valeurs de ténacité calculées à la suite des expérimentations.

Nombre d'échantillons	Vitesse de déformation, s ⁻¹	K_{Ic} , MPa.m ^{1/2}	K_{Jc} , MPa.m ^{1/2}	J_{el} , kN.m ⁻¹	J_{pl} , kN.m ⁻¹	J_{Jc} , kN.m ⁻¹
n=6	10 ⁻⁴	3.1 (0.5)	14.3 (1.7)	0.6 (0.2)	11.3 (2.8)	11.9 (2.7)
n=6	10 ⁻¹	2.7 (0.5)	9.2 (1.1)	0.4 (0.1)	4.5 (1.1)	4.9 (1.1)
Effet de la vitesse de déformation	p-value	NS	0.002	NS	0.002	0.002

Tableau 1 Valeurs de ténacité pour l'os cortical humain testé en flexion 3 points, Moyenne (écart type)

La ténacité de l'os cortical est plus élevée quand la vitesse de déformation est plus faible. Ces résultats concordent avec ceux trouvés par Zimmermann *et al.* ($K_{Jc}=12.5$ (1.5)MPa.m^{0.5} à faible vitesse, $K_{Jc}=9.2$ (1.1) MPa.m^{0.5} à vitesse élevée, [11]). En s'intéressant aux valeurs du paramètre J, qui correspond à l'énergie nécessaire pour rompre le matériau, on remarque que la valeur de ce paramètre associée à la déformation élastique du matériau est négligeable par rapport à celle associée à la déformation plastique, Tableau 1.

Ces observations nous permettent d'affirmer que la ténacité de l'os cortical est dépendante de la vitesse de sollicitation et que la différence de comportements sous chargement quasi-statique et rapide est principalement due à une différence de comportements lorsque le matériau se déforme plastiquement.

L'étape suivante de ces recherches sera l'étude de différents sites anatomiques appariés pour évaluer les différences éventuelles de ténacité entre sites et pour deux vitesses (quasi-statique et rapide).

Références

- [1] S. W. Wade, C. Strader, L. A. Fitzpatrick, M. S. Anthony, and C. D. O'Malley, Estimating prevalence of osteoporosis: examples from industrialized countries, *Archives of Osteoporosis* 9 (2014).
- [2] International Osteoporosis Foundation | Bone Health, <<http://www.iofbonehealth.org/>> (20 May 2015).
- [3] E. Verhulp, B. van Rietbergen, and R. Huiskes, Load distribution in the healthy and osteoporotic human proximal femur during a fall to the side, *Bone* 42 (2008).
- [4] R. K. Nalla, J. S. Stölken, J. H. Kinney, and R. O. Ritchie, Fracture in human cortical bone: Local fracture criteria and toughening mechanisms, *Journal of Biomechanics* 38 (2005).
- [5] M. S. Nanes and C. B. Kallen, Osteoporosis, *Seminars in Nuclear Medicine* 44 (2014).
- [6] W. Pistoia, B. van Rietbergen, E. M. Lochmüller, C. a Lill, F. Eckstein, and P. Rüeggsegger, Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images., *Bone* 30 (2002).
- [7] A. Ural and D. Vashishth, Cohesive finite element modeling of age-related toughness loss in human cortical bone, *Journal of Biomechanics* 39 (2006).
- [8] W. Bonfield and P. K. Datta, Fracture toughness of compact bone, *Journal of Biomechanics* 9 (1976).
- [9] S. N. Robinovitch, W. C. Hayes, and T. A. McMahon, Prediction of femoral impact forces in falls on the hip, *Journal of biomechanical engineering* 113 (1991).
- [10] Z. Földhazy, A. Arndt, C. Milgrom, A. Finestone, and I. Ekenman, Exercise-induced strain and strain rate in the distal radius, *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume* 87-B (2005).
- [11] E. A. Zimmermann, B. Gludovatz, E. Schaible, B. Busse, and R. O. Ritchie, Fracture resistance of human cortical bone across multiple length-scales at physiological strain rates, *Biomaterials* 35 (2014).
- [12] T. Nishida, T. Hanaki, and G. Pezzotti, Effect of root notch radius on the fracture toughness of a fine-grained alumina, *Journal of American ceramic society* 77 (1994).
- [13] J. S. Nyman, L. E. Gorochow, R. Adam Horch, S. Uppuganti, A. Zein-Sabatto, M. K. Manhard, and M. D. Does, Partial removal of pore and loosely bound water by low-energy drying decreases cortical bone toughness in young and old donors, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 22 Elsevier, (2013).
- [14] ASTM Standard, Standard test method for measurement of fracture toughness (Designation: E 1820 - 01) ASTM International, (2001).