Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,

v. 23, n. 2, p. 159-168, agosto 2007 © SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica ISSN 1517-3151

Artigo Original

Recebido em 21/12/2006, aceito em 21/06/2007

Resistência mecânica e tenacidade à fratura do osso cortical bovino

Strength and fracture toughness of bovine cortical bone

Maria de Castro Monteiro Loffredo* Itamar Ferreira

Faculdade de Engenharia Mecânica/UNICAMP 13083-970 Campinas, SP E-mail: loffredo@fem.unicamp.br

Resumo

As "fraturas de stress" são fraturas causadas pela fadiga óssea em pessoas jovens e saudáveis e não possuem causas definidas para ocorrerem. Para contribuir com o entendimento desse problema este estudo tem como proposta identificar algumas propriedades mecânicas do osso cortical bovino por meio do ensaio de flexão em três pontos e do ensaio de tenacidade à fratura. Foi, então, estudado o comportamento mecânico de uma barra retangular de osso cortical bovino. Os resultados mostraram que apesar do osso cortical ser um material mecanicamente resistente, com módulo de ruptura (MOR) médio de 227,5 ± 16,8 MPa, possui níveis relativamente baixos de tenacidade à fratura, apresentando K, médio de $9.6 \pm 1.8 \text{ MPa/m}^2$. Também mostrou ser um material pouco rígido, como módulo de elasticidade igual a 7,8 ± 1,9 GPa. A análise fractográfica dos espécimes ensaiados mostrou que o osso apresenta alguns mecanismos de fratura característicos e que suas microestruturas estabelecem funções na nucleação e propagação da trinca, tornando o osso mais ou menos tenaz. Com isso, conclui-se que o osso cortical bovino não possui propriedades mecânicas excelentes, sendo este um fator desencadeador das fraturas de stress.

Palavras-chave: Osso cortical, Resistência mecânica, Tenacidade, Mecanismo de fratura.

Abstract

Stress fractures occur by loading fatigue in bones of young and healthy people during physical exercises. The main cause of stress fractures is still unknown. Thus, in order to contribute to the better understanding of this particular medical issue, this study proposes to identify some of the mechanical properties of bovine cortical bone. A rectangular beam of bovine cortical bone was then tested in threepoint bending to assess its values of modulus of rupture and Young's modulus. Fracture toughness tests were conducted in single-edgenotched specimens. Results showed that bone is a strength material, with averaged modulus of rupture of 227.5 \pm 16.8 MPa, and a low value of fracture toughness averaged in 9.6 \pm 1,8 MPa/m². Bovine cortical bone also showed low values of Young's modulus (7.8 \pm 1.9 GPa). The fractographic analyses of tested specimens showed that bones have some characteristic fracture mechanisms during failure and its microstructures influence the initiation and propagation of cracks, making it more or less resistant to crack propagation. Therefore, cortical bone doesn't show excellent mechanical properties, which may contribute to stress fractures to occur.

Keywords: Cortical bone, Strength, Toughness, Fracture mechanisms.

^{*}Autor para correspondência

Extended abstract

Introduction

Bones are subject to loading fatigue during physical exercises that occurs in the form of microcraks, which can exceed the reparative biological response of bone and contribute to stress fractures. Stress fractures are defined as partial or total fracture of normal and intact bones, with no history of trauma. Recent studies are shown that bones microstructures have large influence on the way bone fails. These microstructures are osteons, collagen fibers, Volkmann's canals and other canaliculi.

Since bones are arranged to support body structure, their mechanical properties are attempted to stand usual body's solicitations. To better understand them, mechanical tests can be done in bone specimens to quantify its mechanical properties, such as Young's modulus, modulus of rupture and fracture toughness (K_{lc}) and then analyze the bones response to tension and its fracture mechanisms.

In this paper, Young's modulus and modulus of rupture (MOR) were assessed by three-point bending tests. Fracture toughness tests were conducted in single-edge-notched specimens.

Material and Methods

Bovine cortical bone was prepared to form a rectangular beam. Twenty beams of $35 \times 4 \times 8$ mm were machined from tibia diaphysis. Ten specimens were used in three-point bending tests and the other ten were used in fracture toughness tests. K_{lc} specimens were machined from rectangular beams with a notch 2.7 mm depth.

Tests were conducted on a servo-hydraulic machine (MTS) at room temperature. Three-point bending tests were conducted in a velocity of 0.02 mm/s. $K_{\rm lc}$ tests were conducted in the same device as three-point bending tests. A fatigue pre-crack was introduced on the notch by cyclic loading. After that, three-point bending load was applied on the specimens with velocity of 0.02 mm/s.

Microscopic analyses of specimens were done on a Scanning Electron Microscope (JEOL, JXA-840A) to identify the fracture mechanisms of cortical bone.

Results and Discussion

From the mechanical tests in cortical bone specimens, the following

mechanical properties were found: modulus of rupture of 227.5 \pm 16.8 MPa, modulus of elasticity of 7.8 \pm 1.9 GPa, and fracture toughness K_{l_r} of 9.7 \pm 1.8 MPa/ m^2 .

Fractography of the specimens showed some fracture mechanisms of cortical bone making it more resistant to crack propagation. The collagen fibers crack bridging inhibits the opening of the crack ahead of the tip. Bone cavities and canaliculi can be associated to stress concentrators due to its irregularity inside cortical bone and provide sites of easy crack initiation during cyclic loading.

On the other hand, osteons seem to slow down microcracks due to its strong structure of lamellae oriented in the longitudinal axis of bone, forming a barrier for crack propagation. During $K_{\rm lc}$ tests, the precrack occurred in a longitudinal orientation following the easiest way formed by Volkmann's canals that are oriented parallel to specimens axes.

Moreover, bone fracture surface on K_{lc} specimens showed some events that occur during failure process. Fatigue pre-crack region was characterized by an irregularity surface, exhibiting high resistance of bone to cyclic load application. Otherwise, the smooth region on the fracture surface of the K_{lc} test specimen showed low resistance of bone to crack propagation in monotonic load application.

Another fracture mechanism seen in fracture surface of cortical specimens is pull out of osteons, usually seen in composite materials. As it can be seen, bone microstructures play an important role on the way bone fails. It was important to characterize the influence of bone microstructures due to the anisotropy of the material. For this reason, the properties of bone depend on its spatial architecture and composition.

Bone fractures are a significant health problem, with social and economic consequences. It is known that stress fractures are a common injury in athletes with no trauma history. The knowledge of the fractures mechanics can contribute to their prevention and can helps orthopedic therapy. The understanding of bones mechanical behavior is also important on the study of bone remodeling, and failure prediction before its occurrence. Also, bone mechanical properties are of most interest in bioengineering and biomaterial applications.

Introdução

Os ossos estão frequentemente sujeitos à fadiga, que se manifesta na forma de microtrincas, as quais podem evoluir para uma fratura, chamada neste caso de "fratura de stress". As fraturas de stress têm sido definidas como sendo uma fratura parcial ou total do osso normal e intacto, sem história de trauma (Reeder et al., 1996). Dessa forma, os micro-traumas acumulados devido ao carregamento cíclico podem exceder a capacidade reparadora do osso (Burr et al., 1998; Fleck e Eifler, 2003). Porém, devido ao fato de não serem causadas por trauma agudo, essas fraturas são influenciadas não só pelo carregamento cíclico. Em nível microscópico, as microestruturas ósseas desempenham uma função importante na prevenção da propagação das trincas e consequente fratura. O conhecimento atual sugere que as microestruturas que desempenham tal função são as fibras colágenas, osteons e os diversos canais vasculares (Margel-Robertson, 1973; Nalla et al., 2004; Ritchie et al., 2005; Yan et al., 2006).

Considerando que os ossos fazem parte de um arranjo que suporta uma estrutura, estes possuem propriedades mecânicas próprias para cada tipo de solicitação exigida pelo corpo humano. As propriedades mecânicas dos ossos podem ser quantificadas por meio de ensaios mecânicos realizados em corpos-deprova. Os ensaios fornecem a resistência mecânica do material, assim como seu módulo de elasticidade.

Outro tipo de ensaio é a tenacidade à fratura, considerada uma propriedade importante para a funcionalidade do osso, pois permite quantificar sua resistência à propagação de trincas. Uma vez que as fraturas de *stress in vivo* são iniciadas por microtrincas que se propagam até o limite máximo do osso antes da fratura completa, essa é uma propriedade mecânica fundamental para determinar a susceptibilidade do osso à fratura na presença de trincas (Currey, 2003; Margel-Robertson, 1973; Wang *et al.*, 1998). Para identificar a tenacidade à fratura do osso cortical neste trabalho, optou-se pelo uso do parâmetro K_{Ic}, que representa a resistência à propagação de trincas, sendo uma característica intrínseca do material.

Além da importância de se conhecer a mecânica e os mecanismos de fratura do osso para os profissionais da área ortopédica, atualmente muitos estudos in vitro também estão sendo feitos com interesses que englobam outras áreas científicas. Na área dos biomateriais, por exemplo, o conhecimento das propriedades mecânicas do osso auxilia o desenvolvimento de osteossínteses e próteses mais ajustáveis às condições humanas, ou seja, uma boa interação entre os dois tipos de materiais garante o sucesso de seu uso (Hastings e Ducheyne, 2000). Dessa forma, este trabalho teve por objetivos determinar o módulo de ruptura (MOR), o módulo de elasticidade (E) e a tenacidade à fratura (K_{L}) do osso cortical bovino e, com isso, analisar a resposta mecânica do osso cortical às tensões, além de caracterizar seu mecanismo de fratura por meio de análise microscópica da superfície de fratura.

Materiais e Métodos

Espécimes de osso cortical foram obtidos a partir de tíbias bovinas, retiradas de animais sacrificados em frigorífico. Os animais tinham de 24 a 36 meses. Dez tíbias foram usadas para o corte, sendo que todas eram esquerdas. Cada tíbia originou dois corpos-de-prova (CPs), os quais foram usinados paralelamente ao eixo longitudinal do terço médio da diáfise da tíbia, a partir de sua face lateral. Vinte CPs foram usinados. Dez CPs foram usados para o ensaio de flexão em três pontos, e os outros dez no ensaio de tenacidade à fratura $K_{\rm lc}.$ As dimensões dos espécimes de flexão em três pontos estão representadas na Figura 1.

Os CPs para o ensaio K_{Ic} foram usinados de acordo com padrões citados pela norma ASTM E399/97. Para isso, um entalhe foi introduzido transversalmente ao CP no lado do periósteo. Neste trabalho, a orientação e o plano do entalhe foram planejados de acordo com a direção L-R, Figura 2-a), sendo L o plano do CP (longitudinal), e R a direção do entalhe (radial), pois é a condição que mais se aproxima das fraturas de *stress*.

O entalhe foi feito com uma ferramenta de aço rápido Bits 3/16", na qual havia um afiador de 1 mm de espessura, 40 mm de comprimento e ângulo de 30°.



Figura 1. Corpos-de-prova de osso cortical bovino usado no ensaio de flexão em três pontos. **Figure 1.** Bovine cortical bone specimens used in three-point bending tests.

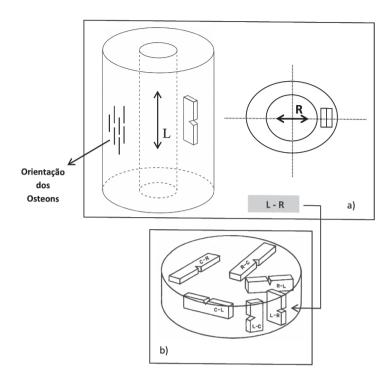


Figura 2. a) Corpo-de-prova para o ensaio de tenacidade à fratura, com orientação e plano do tipo L-R; b) Orientações do plano do entalhe para barras e cilindros segundo a norma ASTM E399/97. Plano utilizado nos CPs deste trabalho (L-R). **Figure 2.** a) Single-edge notched specimens with orientation L-R; b) Crack plane orientation for bar and cylinders according to standard ASTM E399/97. L-R plane was used in this study.

O entalhe foi usinado justamente na altura média dos CPs. O ângulo da ferramenta originou o ângulo da ponta de trinca de 30°.

Todos os cortes realizados nesta fase dispensaram a necessidade do uso de água corrente para umedecer os CPs, pois imediatamente antes e depois de cada corte, os espécimes foram mantidos congelados em *freezers* no mesmo local da usinagem. Além disso, os cortes eram rápidos e verificou-se que não houve aquecimento dos CPs durante a usinagem. Segundo Penha (2004), os congelamentos e descongelamentos sucessivos nos ossos não provocam alteração nas suas propriedades mecânicas.

Previamente aos ensaios mecânicos, os CPs foram descongelados naturalmente e permaneceram em solução fisiológica de NaCl 0,9% à temperatura de 37 °C (Norman *et al.*, 1992), monitorada até o momento dos ensaios, que foram realizados em temperatura ambiente.

Todos os ensaios mecânicos foram realizados em uma máquina servo-hidráulica MTS (TestStar II, modelo 810) (Figura 3).

Os ensaios mecânicos dos espécimes de flexão em três pontos foram feitos com um dispositivo apropriado para o apoio dos CPs, com espaçamento de 32 mm (Figura 3). Os CPs foram dispostos com a face do periósteo voltada para baixo, sobre os apoios inferiores do dispositivo, na qual era solicitada à tração. A velocidade usada foi de 0,02 mm/s com célula de carga de 10 kN.

A partir dos dados resultantes dos ensaios de flexão, obtiveram-se os valores do módulo de ruptura *MOR* (descrito pela equação 1), e o módulo de elasticidade (ou de Young) *E* dos espécimes, mostrado na equação 2. Os métodos de ensaio e equações utilizadas, assim como a análise dos resultados, seguiram os padrões da norma técnica ASTM D790/03, usada para a obtenção das propriedades em flexão de plásticos reforçados.

$$\sigma = \frac{M_Z}{I_Z} y = \frac{3Pl}{2Bh^2} \tag{1}$$

Sendo σ a tensão máxima, $M_{\rm Z}$ o momento fletor, $I_{\rm Z}$ o momento de inércia, y a distância do ponto médio do CP até as fibras mais externas, P a carga, l o espa-

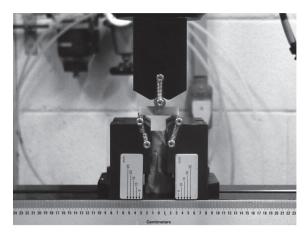


Figura 3. Ensaio de flexão em três pontos dos espécimes de osso cortical bovino fixados ao dispositivo da MTS. **Figure 3.** Three-point bending test on bovine cortical bone specimens fixed on MTS device.

çamento entre os apoios inferiores, B a espessura do espécime e h a altura do CP (ASTM D790/03).

$$E = \frac{Pl^3}{4Bh^3v} \tag{2}$$

Sendo v o valor da flecha (ASTM D790/03).

Para os ensaios de tenacidade à fratura K_{Ic} dos espécimes, o mesmo dispositivo do ensaio de flexão em três pontos foi usado, com o mesmo espaçamento. Previamente aos ensaios uma pré-trinca de fadiga foi introduzida no CP a partir do entalhe. Para isso os CPs foram solicitados em flexão em três pontos com uma onda do tipo senoidal e freqüência de 25 Hz. Inicialmente, as condições de carregamento foram estimadas com base nas recomendações da norma ASTM E1290/02 para definir o valor da carga máxima P_f a ser aplicada para gerar a pré-trinca de fadiga, segundo a equação 3.

$$P_f = 0.5(Bb_0^2 \sigma_v / S)$$
 (3)

Sendo b_0 a distância da ponta do entalhe até as fibras mais externas, σ_y o limite de escoamento do material e S o espaçamento entre os apoios do dispositivo de flexão (ASTM E1290/02).

Após a obtenção da pré-trinca de fadiga, o ensaio $K_{\rm Ic}$ foi realizado a uma velocidade de 0,02 mm/s e monitorado com célula de carga de 10 kN. Os dados carga-deslocamento de cada espécime foram gravados simultaneamente aos ensaios por meio de um sistema de aquisição de dados constituído por um computador acoplado à MTS.

Para calcular os valores de K_{lc} usou-se então a equação 4 (ASTM E399/97), sendo que a carga P foi

determinada a partir da curva carga-deslocamento obtida nos ensaios. A função de a/W também foi obtida por valores pré estabelecidos pela mesma norma.

$$K_{\mathcal{Q}} = \frac{P_{\mathcal{Q}} \cdot S}{BW^{3/2}} f(a/W) \tag{4}$$

 $K_{\mathbb{Q}}$ é a tenacidade à fratura, $P_{\mathbb{Q}}$ é a carga atingida nos ensaios, S é o espaçamento entre os apoios inferiores, W é a altura e a é o tamanho da trinca.

A análise microscópica dos espécimes bovinos foi feita por microscópio eletrônico de varredura – MEV (JEOL, modelo JXA 840A) com voltagem de 25 kV. Antes de serem introduzidas no MEV, as amostras passaram por um processo de metalização com ouro feita no equipamento *Sputter Coater* (BAL-TEC, modelo SCD 050).

Resultados

Os valores obtidos da curva carga-deslocamento no ensaio de flexão em três pontos e $K_{\rm lc}$ são descritos na Tabela 1.

A curva carga-deslocamento obtida nos ensaios (Figura 4) mostra que o osso falha por propagação instável da trinca, caracterizando um modo de fratura frágil, sendo que o limite de escoamento não representa um ponto definido na curva. Como esperado, a carga média atingida pelos CPs nos ensaios $K_{\rm Ic}$ foi menor que nos ensaios de flexão.

A análise fractográfica mostrou alguns mecanismos de fratura típicos do osso cortical que provavelmente são utilizados para torná-lo mais tenaz e assim aumentar sua resistência à propagação de trincas. A Figura 5-a mostra o espécime após o ensaio de flexão em três pontos preparado para análise microscópica no MEV. A pontificação das fibras colágenas pode

Tabela 1. Carga de falha (P), módulo de ruptura (MOR), módulo de elasticidade (E) e valores de K_{lc} obtidos nos ensaios mecânicos dos espécimes de osso cortical bovino. **Table 1.** Load of failure (P), modulus of rupture (MOR), Young's modulus (E) and K_{lc} values obtained from bovine cortical bone specimens.

Ensaios Mecânicos	Média	DP					
Flexão em três pontos							
P _{máx} (N)	1.197,7	88,6					
σ (MPa)	227,5	16,8					
E (GPa)	7,8	1,9					
Tenac	idade à fratura						
P _{máx} (N)	420,86	80,75					
K _{Ic} (MPa/m²)	9,6	1,8					

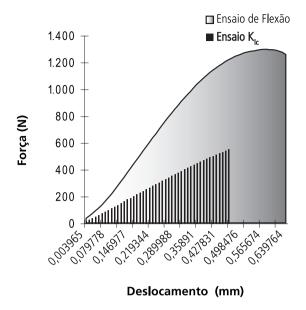


Figura 4. Curva carga-deslocamento típica dos espécimes de osso cortical bovino obtida nos ensaios de flexão em três pontos e K_{lc} . **Figure 4.** Load-displacement curve of bovine cortical bone specimens obtained on three-point bending and K_{lc} tests.

ser vista na Figura 5-b. A Figura 5-c mostra outro mecanismo conhecido por *microcracking*, no qual microtrincas podem ser originadas nos canalículos e cavidades do osso.

A Figura 6-a mostra a pré-trinca de fadiga e o curso da trinca obtido durante a ruptura do CP, no ensaio $K_{\rm Ic}$. Na Figura 6-b nota-se a deflexão da trinca causada pela microestrutura presente (osteons).

Na Figura 7-a pode-se ver a superfície de fratura dos espécimes $K_{\rm Ic}$ de osso cortical bovino. A foto mostra, através do corte transversal do CP, o entalhe, seguido de uma região com grande irregularidade e,

por último, uma área com superfície lisa, originada no ensaio de $K_{\mbox{\tiny L}}$.

A Figura 7-b mostra o mecanismo de *pull out* dos osteons, no qual eles são arrancados da matriz em forma de cone na região de fadiga do espécime K_{Ic}.

Discussão

Espécimes retangulares de osso cortical bovino foram ensaiados mecanicamente em flexão em três pontos para verificar a resistência mecânica do material. A curva carga-deslocamento dos ensaios realizados (Figura 4) traça o perfil do comportamento ósseo em

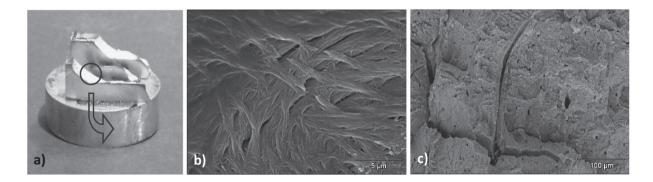
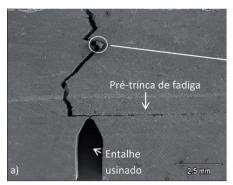


Figura 5. a) Superfície de fratura dos espécimes de flexão em três pontos analisada por MEV; b) Fractografia da área assinalada em (a) mostrando a pontificação das fibras colágenas; c) Mecanismo de fratura *microcracking*. **Figure 5.** Three-point bending specimens fracture surface in SEM; b) Fractografy of the assigned area in (a) showing collagen fibers crack bridging; c) Microcracking.



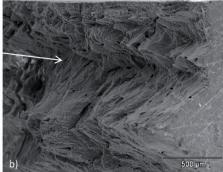


Figura 6. a) Fotografia do espécime K_{lc} mostrando a pré-trinca de fadiga no sentido longitudinal do CP e a deflexão da trinca ao longo do CP, vista frontal; b) Fractografia correspondente à área assinalada pela seta branca na qual os osteons formam uma barreira à propagação da trinca, ocasionando a deflexão da trinca. **Figure 6.** K_{lc} specimens photography showing fatigue pre-crack on a longitudinal way and crack deflection along the specimen, frontal view; b) Fractografy of the area assigned by the white arrow in which osteons form such a barrier to crack propagation, leading to crack deflection.

resposta a uma carga aplicada, caracterizando-o como um material frágil (Lucksanasombol *et al.*, 2001; Martin *et al.*, 1997).

Os valores de MOR obtidos neste trabalho (Tabela 2) se aproximam dos valores descritos em outros estudos (Martin e Boardman, 1993; Snyder e Schneider, 1991; Wang et al., 2002). Como as fraturas de stress são uma enfermidade ortopédica local, pode-se dizer que elas ocorrem em áreas onde há grande concentração de tensões, que excedem a resistência óssea à fratura (Milgrom et al., 1989). Os valores de MOR dos espécimes de osso cortical são elevados quando se trata de um material frágil, porém bem estruturado para suportar tensões cíclicas. Além disso, a resistência óssea também é associada ao momento de inércia da área, como previamente descrito por Milgrom et al. (1989), o qual determinou que o momento de inércia no eixo ântero-posterior da tíbia intacta é um potente fator de risco para as fraturas de stress. Isso é importante pois,

de acordo com a equação 1, quanto maior o $I_{\rm Z}$ menor será a tensão aplicada em um ponto no material. De fato, nos experimentos de Milgrom et~al. (1989) pode ser constatado que os recrutas militares com maior $I_{\rm Z}$ eram menos predispostos às fraturas de stress, o que também indica que forças em flexão são desencadeadoras de tais fraturas nos membros inferiores.

No presente estudo foi utilizado o valor da flecha para o cálculo de *E* por meio da equação 2. A flecha representa o deslocamento do material no ponto de aplicação da carga. O valor médio obtido foi de 7,8 GPa para os espécimes retangulares de osso cortical bovino ensaiados em flexão de três pontos. Isso pode gerar valores aproximados de *E* (Tabela 2) (Brandão, 1997).

Rho *et al.* (1993) já haviam relatado que a medida do módulo de elasticidade determinada pelo ensaio de flexão tende a ser menor em relação a outros ensaios mecânicos. Isso ocorre devido ao deslocamento local do espécime dado pelo suporte de aplicação da carga

Tabela 2. Valores do módulo de ruptura (MOR), módulo de elasticidade (E) e tenacidade à fratura (K_{lc}) de alguns estudos anteriores. **Table 2.** Modulus of rupture (MOR), Young's modulus (E) and fracture toughness values referenced by other authors.

Tipo de osso	MOR (MPa)	<i>E</i> (GPa)	K _{Ic} (MPa/m²)	Referência
Tíbia bovina	227,5	7,8	9,6	Este estudo
Tíbia bovina			3,9-7,2	Vashishth, 1997
Fêmur bovino			2,5-4,2	Tanabe e Bonfield, 1999
Fêmur bovino			5,8	Yan <i>et al.</i> , 2006
Fêmur humano	281	11,5		Wang <i>et al.</i> , 2002
Tíbia bovina	217	18,63		Martin e Boardman, 1993
Tíbia humana	214	17,5		Snyder e Schneider, 1991

causar um excesso de deformação em flexão. Além disso o osso é um material heterogêneo, descontínuo e anisotrópico, e por isso *E* não possui um valor único, e sim, aproximado, pois varia com a direção e modo de carregamento, microestruturas e dimensões dos espécimes (Hastings e Ducheyne, 2000).

Neste presente estudo, a metodologia da mecânica da fratura elástica linear foi aplicada para estudar a propagação transversal da trinca em espécimes de osso cortical bovino. O entalhe transversal foi escolhido por ser a condição que simula as fraturas de *stress* em uma condição real (Behiri e Bonfield, 1989).

Os valores de K_{Ic} dos espécimes bovinos usados neste trabalho apresentaram-se também dentro dos valores encontrados na literatura especializada (Tabela 2). Porém há muita dispersão dos valores e a razão para isso pode ser a taxa de carregamento ou de deformação, métodos de ensaio ou técnicas de preservação, além da anisotropia da estrutura óssea (Behiri e Bonfield, 1984; Lucksanasombol *et al.*, 2001; Margel-Robertson, 1973). As dimensões do espécime e sua microestrutura (densidade e tamanho dos osteons, porosidade e volume das fibras colágenas), também podem influenciar nas medidas de K_{Ic} (Wright e Hayes, 1977; Yan *et al.*, 2006).

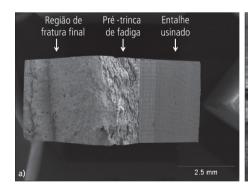
Como um material anisotrópico, o osso responde diferentemente de acordo com a direção das cargas aplicadas. Os efeitos da orientação da trinca em relação ao eixo longitudinal do osso tem uma grande influência nos valores de $K_{\rm lc}$. Behiri e Bonfield (1989) demonstraram que um aumento significativo da tenacidade à fratura ocorre com a alteração da posição do entalhe de longitudinal para transversal. No mais, a tenacidade à fratura em espécimes com entalhe transversal mostrou

ser duas vezes maior que nos espécimes com entalhe longitudinal (Behiri e Bonfield, 1989; Feng *et al.*, 2000; Lucksanambol *et al.*, 2001).

Em relação a outros materiais, o osso apresenta baixo $K_{lc'}$ significando que é um material pouco resistente à propagação de trincas, e no caso de extrema tensão aplicada em um membro, isso deve ser levado em consideração pois, apesar de ser resistente, o osso cortical não se comporta como um material tenaz, ocorrendo a ruptura completa na presença de tensões mínimas quando já houver um comprimento crítico da trinca.

Segundo os resultados do MEV, alguns mecanismos de fratura puderam ser caracterizados para a fratura óssea. A pontificação das fibras colágenas pode ser vista na Figura 5-b, onde se vê o rompimento de algumas fibras colágenas enquanto outras estão intactas, logo à frente da ponta da trinca. Este mecanismo evita, então, a abertura da ponta da trinca (Nalla *et al.*, 2003; Nalla *et al.*, 2004; Ritchie *et al.*, 2005).

Como outros materiais, o osso também desenvolve microtrincas devido à aplicação de cargas. Isso pode ser um fator que caracteriza a fisiopatologia das fraturas de *stress*, a qual pode ser causada pela nucleação e propagação de microtrincas na cortical óssea, como visto na Figura 5-c. Em tal mecanismo, conhecido por *microcracking*, as microtrincas são originadas nos canalículos e cavidades do osso. Por isso, muitas vezes essas estruturas são chamadas de concentradoras de tensões devido à irregularidade geométrica no interior da estrutura óssea (Currey 2003; Nalla *et al.*, 2003; Rho *et al.*, 1998) e ainda confirma a hipótese de Vashishth *et al.* (1997) de que as microestruturas do osso geram microtrincas dispersas ao longo do espécime para dis-



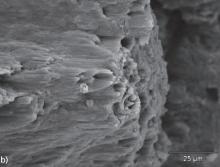


Figura 7. a) Espécime K_{lc} , vista transversal, mostrando o entalhe usinado, a região da pré-trinca de fadiga e a região da fratura final; b) Fractografia da região da pré-trinca de fadiga mostrando um mecanismo de fratura óssea *pull out*, no qual os osteons são separados da matriz óssea. **Figure 7.** a) K_{lc} specimen, transversal view, showing the machined slot, the pre-crack zone and final fracture zone; b) Fractografy of pre-crack zone showing pull out.

tribuir tensões. Por outro lado, os osteons podem servir como barreira à propagação da trinca, como pode ser visto na Figura 6, devido à sua forte estrutura arranjada em lamelas concêntricas ao redor de um canal vascular, no sentido longitudinal do osso cortical. A Figura 6-a mostra a pré-trinca de fadiga e o curso da trinca originado no ensaio $K_{\rm lc}$. A pré-trinca de fadiga no osso cortical teve um percurso longitudinal seguindo um caminho de menor resistência formado pelos canais de Volkman. Na Figura 6-b nota-se a deflexão da trinca causada pela microestrutura presente (osteons).

Na Figura 7-a vê-se a superfície de fratura dos espécimes K_{IC} de osso cortical bovino. Através do corte transversal do CP, a foto mostra o entalhe seguido de uma região com grande irregularidade, que representa a área da obtenção da pré-trinca de fadiga e, por último, uma área com superfície lisa, originada no ensaio de K₁₀ propriamente dito. A maior irregularidade apresentada na região da pré-trinca de fadiga pode estar associada à maior resistência óssea às tensões aplicadas, originando marcas de resistência parecidas com "estrias", caracterizando, assim, a morfologia da fadiga óssea. Com o aumento da força aplicada no ensaio, a capacidade do osso em resistir às tensões diminui, caracterizando uma superfície de fratura mais lisa. A Figura 7-b foi retirada da região de fadiga do espécime K₁₀ mostrando o mecanismo de *pull out* dos osteons.

Do ponto de vista mecânico, a resistência do osso pode variar de acordo com as microestruturas presentes, as quais absorvem ou distribuem tensões. Por isso, não se pode afirmar que a diminuição da resistência mecânica do osso é devida à deficiência das propriedades mecânicas em pessoas jovens e saudáveis. O estudo de caso de pessoas que tiveram fraturas de *stress* mostrou que a anisotropia e a geometria óssea presente nesses casos favorecia o aparecimento de tensões de flexão e torção (Beck *et al.*, 2000).

Assim, existe um interesse multiprofissional em conhecer como os tecidos biológicos transferem forças e momentos, identificar o quão longe estão da fratura e os mecanismos para evitá-la, se o existirem (Zioupos, 1998). Para isso, a integridade estrutural do osso deve ser avaliada não apenas por testes convencionais de tração, compressão, torção ou flexão, mas também em termos de mecanismos de fratura, identificando o curso do acúmulo dos micro-traumas através das microestruturas do osso (Margel-Robertson, 1973; Tanabe e Bonfield, 1999). Embora existam rigorosos critérios na identificação da causa da falha através da morfologia da superfície de fratura em materiais metálicos e cerâmicos dentre outros, poucos modelos

existem para caracterizar os materiais biológicos, e menos ainda para o tecido ósseo (Nalla *et al.*, 2003). Se as condições que levam o osso à falha por fadiga forem identificadas, os fatores de risco das fraturas de *stress*, hoje ainda desconhecidos, poderão ser mais facilmente apontados e evitados.

Como conclusão, este trabalho mostrou que o osso é um material resistente ($MOR = 227.5 \pm 16.8$ MPa), porém pouco rígido ($E = 7.8 \pm 1.9$ GPa) e pouco tenaz ($K_{Ic} = 9.6 \pm 1.8$ MPa/m²). Apesar disso, o osso cortical apresenta mecanismos oferecidos por sua microestrutura que podem aumentar relativamente sua resistência à propagação transversal de trincas. De acordo com as propriedades mecânicas apresentadas, pode-se concluir que estas representam um fator desencadeador das fraturas de *stress* no osso cortical.

Agradecimentos

Este trabalho teve a colaboração dos Laboratórios de Propriedades Mecânicas e Microscopia Eletrônica de Varredura da Faculdade de Engenharia Mecânica e do Instituto de Biologia da UNICAMP.

Referências

- American Society for Testing and Materials ASTM (1997), Standard Test Method for Plane-Strain Fracture Toughness of Metallic Materials - E399 (90), 30 p.
- American Society for Testing and Materials ASTM (2002), Standard Test Method for Crack-Tip Opening Displacement (CTOD) Fracture Toughness Measurement - E1290, 13 p.
- American Society for Testing and Materials ASTM (2003), Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials - D790, 11 p.
- Beck, T.J., Ruff, C.B., Shaffer, R.A., Betsinger, K., Trone, D.W., Brodine, S.K. (2000), "Stress fracture in military recruits: gender differences in muscle and bone susceptibility factors", *Bone*, v. 27, n. 3, p. 437-444.
- Behiri, J.C., Bonfield, W. (1984), "Fracture mechanics of bone the effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture", *Journal of Biomechanics*, v. 17, n. 1, p. 25-34.
- Behiri, J.C., Bonfield, W. (1989), "Orientation dependence of the fracture mechanics of cortical bone", *Journal of Biomechanics*, v. 22, n. 8-9, p. 863-872.
- Brandão, J. (1997), Módulo de elasticidade de ossos corticais: revisão e otimização da metodologia para ossos longos, Tese de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, USP, 85 p.
- Burr, D.B., Turner, C., Naick, P., Forwood, M., Ambrosius, W., Hasan, M.S., Pidaparti, R. (1998), "Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone?", *Journal of Biomechanics*, v. 31, n. 5, p. 337-345.
- Currey, J.D. (2003), "The many adaptations of bone", Journal of Biomechanics, v. 36, n. 10, p. 1487-1495.

- Feng, Z., Rho, J., Han, S., Ziv, I. (2000), "Orientation and loading condition dependence of fracture toughness in cortical bone", *Materials Science and Engineering C*, v. 11, n. 1, p. 41-46.
- Fleck, C., Eifler, D. (2003), "Deformation behavior and damage accumulation of cortical bone specimens from equine tibia under cyclic loading", *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 2, p. 179-189.
- Hastings, G.W., Ducheyne, P. (2000), Natural and Living Biomaterials, Florida: CRC Press.
- Lucksanasombol, P., Higgs, W.A.J., Higgs, R.J., Swain, M.V. (2001), "Fracture toughness of bovine bone: influence of orientation and storage media", *Biomaterials*, v. 22, n. 23, p. 3127-3132.
- Margel-Robertson, D.R. (1973), Studies of fracture in bone, Ph.D Thesis, Stanford University, 222 p.
- Martin, R.B., Boardman, D.L. (1993), "The effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties", *Journal of Biomechanics*, v. 26, n. 9, p. 1047-1054.
- Martin, R.B., Gilson, V.A., Stover, S.M., Gilbeling, J.C., Griffin, L.V. (1997), "Residual strength of equine bone is not reduced by intense fatigue loading: implications for stress fracture", *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 2, p. 109-114.
- Milgrom, C., Giladi, M., Simkin, A., Rand, N., Kedem, R., Kashtan, H., Stein, M., Gomori, M. (1989), "The area moment of inertia of the tibia: a risk factor for stress fractures", *Journal of Biomechanics*, v. 22, n. 11-12, p. 1243-1248.
- Nalla, R.K., Kinney, J.H., Ritchie, R.O. (2003), "Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone", *Nature Materials*, v. 2, n. 3, p. 164-168.
- Nalla, R.K., Kruzic, J.J., Ritchie, R.O. (2004), "On the origin of the toughness of mineralized tissue: microcracking or crack bridging?", *Bone*, v. 34, n. 5, p. 790-798.
- Norman, T.L., Vashishth, D., Burr, D.B. (1992), "Effect of groove on bone fracture toughness", *Journal of Biomechanics*, v. 25, n. 12, p. 1489-1492.
- Penha, V.T.B.B (2004), Efeitos do congelamento e descongelamento sucessivos nas propriedades mecânicas em ossos corticais, Tese de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, USP, 127 p.

- Reeder, M.T., Dick, B.H., Atkins, J.K., Pribis, A.B. (1996), "Stress fractures current concepts of diagnosis and treatment", Sports Medicine, v. 22, n. 3, p. 198-212.
- Ritchie, R.O., Kinney, J.H., Kruzic, J.J., Nalla, K. (2005), "A fracture mechanics approach to the failure of cortical bone", Fatigue and Fracture of Engineering Materials and Structures, v. 28, n. 4, p. 345-371.
- Rho, J., Aahman, R., Turner, C. (1993), "Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements", *Journal of Biomechanics*, v. 26, n. 2, p. 111-119.
- Rho, J., Kuhn-Spearing, L., Zioupos, P. (1998), "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone", Medical Engineering & Physics, v. 20, n. 2, p. 92-102.
- Snyder, S.M., Schneider, E. (1991), "Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography", *Journal of Orthopaedic Research*, v. 9, n. 3, p. 422-431.
- Tanabe, Y., Bonfield, W. (1999), "Effects of initial crack length and specimen thickness on fracture toughness of compact bone", *JSME International Journal, Series C*, v. 42, n. 3, p. 532-538.
- Vashishth, D., Behiri, J.C., Bonfield, W. (1997), "Crack growth resistance in cortical bone: concept of microcrack toughening", *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 8, p. 763-769.
- Wang, X.D., Masilamani, N.S., Mabrey, J.D., Alder, M.E., Agrawal, C.M. (1998), "Changes in the fracture toughness of bone may not be reflected in its mineral density, porosity, and tensile properties", *Bone*, v. 23, n. 1, p. 67-72.
- Wang, X., Shen, X., Agrawal, C.M. (2002), "Age-related changes in the collagen network and toughness", *Bone*, v. 31, n. 1, p. 1-7.
- Wright, T.M., Hayes, W.C. (1977) "Fracture mechanics parameters for compact bone effects of density and specimen thickness", *Journal of Biomechanics*, v. 10, n. 7, p. 419-430.
- Yan, J., Clifton, K.B., Mecholsky, J.J., Reep, R.L. (2006), "Fracture toughness of manatee rib and bovine femur using a chevron-notched beam test", *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 6, p. 1066-1074.
- Zioupos, P. (1998), "Recent developments in the study of failure of solid biomaterials and bone: fracture and prefracture toughness", Materials Science and Engineering, v. C6, p. 33-40.