

PROPRIEDADES MECÂNICAS EM FLEXÃO DO OSSO CORTICAL BOVINO

Cristiane Ferreira Pinto Paterlini Vivacqua* Carlo Nelson Elias^a

^a*Seção de Engenharia Mecânica e de Materiais (SE/4) – Instituto Militar de Engenharia (IME)
Praça General Tibúrcio, 80, Praia Vermelha, 22.290-270, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.*

* *cristiane2003@gmail.com*

ABSTRACT

The lack of complete knowledge on the influence of the bone morphology and structure in its macroscopic properties will difficult the analysis of studies to determine the mechanical properties of cortical bone. Moreover, the properties vary with the technique of the sample preparation, conditions of accomplishment of the assays and between donors. For the study of bone reconstruction, as well as the analysis of its regeneration, there is need of understanding both physiology and bone structure. In the present work, the cortical portion of the bovine bone was used (tibia), frozen and cut in two directions, longitudinal and circumferential. The objective of the work was to analyze the influence of the variation of the direction of the ones of the cut of the sample, shipment speed and the position of notches in the mechanical properties of the bovine cortical bone. The results showed that with the longitudinal test sample corroborate with the literature, the fracture resistance increase as the speed loading increases.

Keywords: mechanical properties, bovine cortical bone, testing bending.

RESUMO

A falta de um conhecimento completo da influência da morfologia e estrutura do osso sobre suas propriedades macroscópicas dificulta a análise de estudos para determinar as propriedades mecânicas do osso cortical. Além disso, as propriedades variam com a técnica de preparação das amostras, as condições do ensaio e os doadores. Para o estudo da reconstrução óssea, bem como para a análise de sua regeneração, existe a necessidade de compreender tanto a fisiologia como a estrutura óssea. No presente trabalho, a parte cortical de um osso bovino (tíbia) foi removida, congelada e seccionada em dois sentidos, longitudinal e circunferencial. O objetivo do trabalho foi analisar a influência da variação da direção do corte da amostra, da velocidade do ensaio e da posição do entalhe nas propriedades mecânicas do osso cortical bovino. Os resultados em corpos de prova longitudinais mostraram que, como já tinha sido observado por outros pesquisadores, a resistência à fratura aumenta com a velocidade do ensaio.

Palavras-chave: propriedades mecânicas, osso cortical bovino, testes de flexão

INTRODUÇÃO

As fraturas ósseas, com perda ou não de material, são uma constante na vida de profissionais que tentam restabelecer a anatomia e a função do osso fraturado. Os cuidados iniciais se concentram em determinar a extensão, tipo de fratura e definição do procedimento cirúrgico para favorecer a criação de um meio biológico, que permita, ao máximo, os processos normais de reparação do osso. Um dos principais objetivos do tratamento é evitar as complicações que podem acompanhar a lesão musculoesquelética e restabelecer suas anatomia, estética e função (DIAS et al., 2011).

Para reabilitar um paciente com implantes dentários é de suma importância a existência de osso com altura e largura suficientes para ancoragem do implante no momento da inserção e para a manutenção da estabilidade ao longo dos anos com a função mastigatória.

Para o estudo da reconstrução óssea, assim como a análise de sua regeneração, há necessidade de conhecimento tanto da fisiologia como da estrutura óssea. Para a análise do comportamento mecânico dos implantes por elementos finitos, é necessário os dados corretos correlacionados às propriedades mecânicas do osso. O conhecimento das propriedades mecânicas do osso irá auxiliar os profissionais da implantodontia a: compreender o comportamento ósseo submetido a diferentes direções e intensidades de tensões, auxiliará na escolha do local e direção de instalação dos implantes dentários, compreender e selecionar o tipo e posição de enxerto que melhor responderá a terapia escolhida, bem como nos estudos de simulação por elementos finitos.

No presente trabalho, será utilizada a porção cortical do osso bovino (tíbia) congelado. As amostras serão submetidas aos ensaios de flexão em quatro pontos (barra), com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico do corpo-de-prova nos sentidos longitudinais e circunferenciais.

MATERIAIS E MÉTODOS

Os corpos-de-prova foram retirados da cortical da diáfise da tíbia bovina de três animais adultos. Totalizando 121 corpos-de-prova para o ensaio de flexão nas direções longitudinais e circunferenciais (FIG. 1).

Os corpos-de-prova foram cortados com sob irrigação constante. Todos os corpos-de-prova foram obtidos da mesma maneira e permaneceram hidratados durante a preparação até o momento do ensaio. As amostras ficaram imersas em solução salina composta de 50% de solução de cloreto de sódio a 0,9%, 25% de álcool etílico a 100% e 25% de água destilada (MAUCH et al., 1992). Este procedimento teve como objetivo manter as propriedades elásticas do osso. O armazenamento das peças bovinas foi realizado sob refrigeração de -18° C nos períodos entre a obtenção da peça óssea, confecção dos corpos-de-prova e a realização do ensaio (EVANS, 1973).



Figura 1 - Corpos de prova com forma de paralelepípedo para ensaio de flexão em solução para manter a hidratação.

ENSAIO DE FLEXÃO EM 4 PONTOS

Os corpos-de-prova foram ensaiados até a fratura, usando o dispositivo acoplado a máquina de ensaio EMIC DL 10000 e controlado pelo programa Tesc versão 3.04. As velocidades de acionamento da máquina foram de 0,017 mm/s e 0,033 mm/s.

A temperatura do ensaio variou de 22,7°C a 24,8°C e a umidade do ar de 69% a 76%.

A célula de carga utilizada foi de 500 N. A distância entre os apoios foi de 20 mm e a distância entre os pontos de aplicação das cargas foi de 10 mm. Este procedimento está descrito na norma ASTM C1161 02-2008.

A tensão máxima (σ) foi calculada usando-se a equação:

$$\sigma = \frac{3PL}{4bd^2} \quad (\text{equação 1})$$

Onde P é força máxima ($P_{\text{máx}}$), L é a distância entre os suportes, b é a largura da amostra e d é a altura da amostra.

Os grupos de F1 a F6 correspondem ao corpo-de-prova removido longitudinalmente, e os grupos de F7 a F12, ao removidos circunferencialmente. A velocidade de realização dos ensaios para os grupos F1, F3, F5, F7, F9 e F11 foi de 0,017 mm/s e para os grupos F2, F4, F6, F8, F10 e F12 foi de 0,033 mm/s.

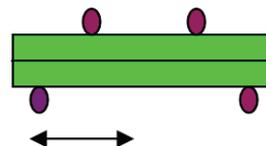
RESULTADOS

Mostra-se na Tabela 1 os valores médios das propriedades mecânicas em flexão e os desvios-padrão de cada grupo.

Tabela 1 - Valores médios da tensão máxima ($\sigma_{\text{máx}}$) dos grupos cortados nas direções longitudinal e circunferencial.

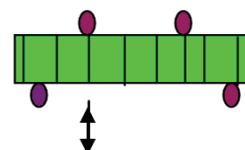
Grupo de amostras cortado na direção longitudinal.

	local do entalhe	Velocidade (mm/s)	Desvio Padrão	$\sigma_{\text{máx}}$ (MPa)
F1	Vestibular	0,017	43,36	185,32
F2	Vestibular	0,033	345,52	817,11
F3	Interno	0,017	68,05	231,09
F4	Interno	0,033	330,94	786,99
F5	Sem entalhe	0,017	39,29	204,01
F6	Sem entalhe	0,033	48,00	207,06



Grupo de amostra cortado na direção circunferencial

	local do entalhe	Velocidade do ensaio (mm/s)	Desvio Padrão	$\sigma_{\text{máx}}$ (MPa)
F7	vestibular	0,017	34,21	95,79
F8	vestibular	0,033	17,77	93,99
F9	Interno	0,017	33,65	113,64
F10	Interno	0,033	38,44	105,17
F11	Sem entalhe	0,017	13,92	60,31
F12	Sem entalhe	0,033	32,13	77,52



Direção dos canais de Harvers ou ósteons:

DISCUSSÃO

Ensaio de FLEXÃO

Independentemente da velocidade de aplicação da carga e da posição do entalhe, os valores máximos da tensão de resistência à fratura em flexão dos corpos-de-prova longitudinais foram superiores aos obtidos para os circunferenciais. Estes dados são corroborados por diversos trabalhos (KOESTER et al., 2008), os quais mostraram que o aumento da resistência para propagação da trinca é maior no sentido transversal (quebra) do que no sentido longitudinal (divisão). Este comportamento é observado tanto para trincas pequenas (< 500 μm) como maiores (< 7 mm) (KOESTER et al., 2008; LAUNEY et al., 2010).

A formação das microtrincas reduz o campo de tensão na frente da trinca principal e aumenta o raio na frente da trinca. Para o deslocamento da trinca continuar há necessidade de aumento da tensão na frente da trinca para induzir separações/delaminações (NALLA et al 2005, KOESTER et al, 2008).

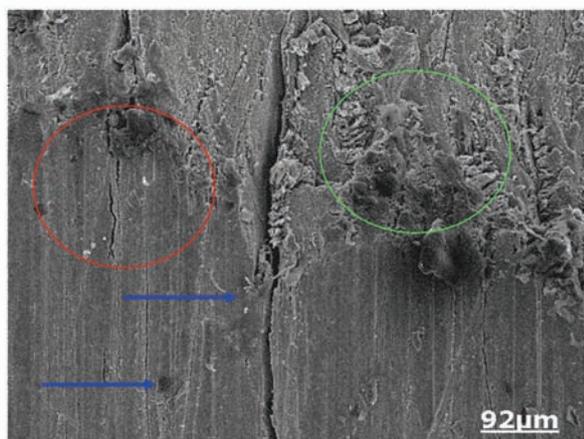


Figura 2 - Morfologia da superfície de fratura do corpo-de-prova longitudinal ensaiado em flexão. Podem-se observar trincas paralelas aos Canais de Harvers (seta azul), deflexão da trinca (círculo verde) e ponte de ligamento inquebrável (círculo vermelho).

Com relação à posição do entalhe, não houve diferença estatística significativa entre as amostras do mesmo grupo, A resistência mecânica variou com a posição de retirada do corpo-de-prova e com a localização do entalhe no corpo-de-prova. A maior resistência à fratura foi do grupo longitudinal com a velocidade de 0,33 mm/s.

Considerando que o osso é viscoelástico, o comportamento varia com a velocidade e duração da aplicação da carga. Segundo CHERKEV e BONIFASI-LISTA (2011), as propriedades mecânicas e capacidade de resistir à fratura dependem da organização estrutural do osso como uma composição hierárquica. Para maiores velocidades de aplicação da carga, o osso suporta cargas maiores. Para velocidades menores, o osso fratura com mais facilidade. Uma das possíveis causas para este comportamento é à **disposição dos ósteons nos corpos-de-prova**. No corpo-de-prova longitudinal, os ósteons ficam dispostos longitudinalmente ao longo eixo do corpo-de-prova, conferindo maior resistência à fratura, pois os mecanismos intrínsecos e extrínsecos de aumento da resistência são mais efetivos.

A superfície de fratura apresenta trincas com vários tamanhos, canais de Harvers e de Wolkman, os quais formam o sistema de Harvers. Identifica-se na superfície de fratura os canais de Wolkman pela ausência de lamelas concêntricas. Apresenta também canais de nutrição, locais por onde passam artérias e veias. a presença de trincas com vários tamanhos.

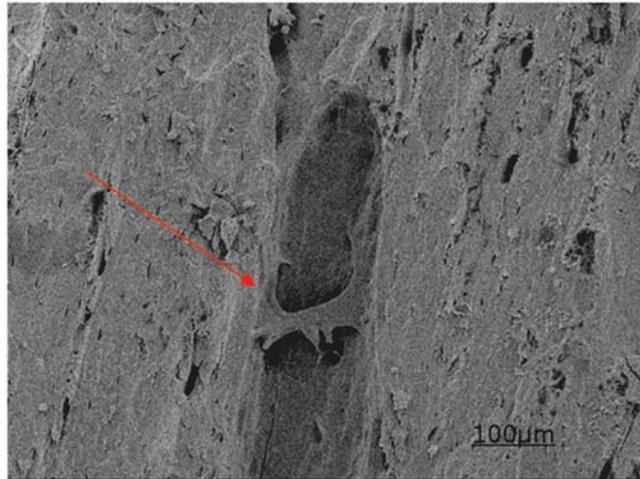


FIG.3 - Superfície de fratura. Pode-se observar a região do canal de nutrição com uma “ponte/alicerce” (seta em vermelho). Estes canais funcionam como porosidades, diminuem a densidade óssea e reduzem a resistência mecânica do osso.

O mecanismo de reforço que denominado alicerce ou ponte, aumenta a resistência mecânica e pode ser encontrado no interior dos ossos longos como apresentado na FIG. 4. Esta estrutura de reforço posicionada transversalmente está presente em estruturas com maiores dimensões como a tíbia, fíbula (exemplos de ossos longos), e menores (em ossos como vértebra, maxila). Esta estrutura aumenta a resistência mecânica em áreas mais aeradas e reduz o peso do osso.

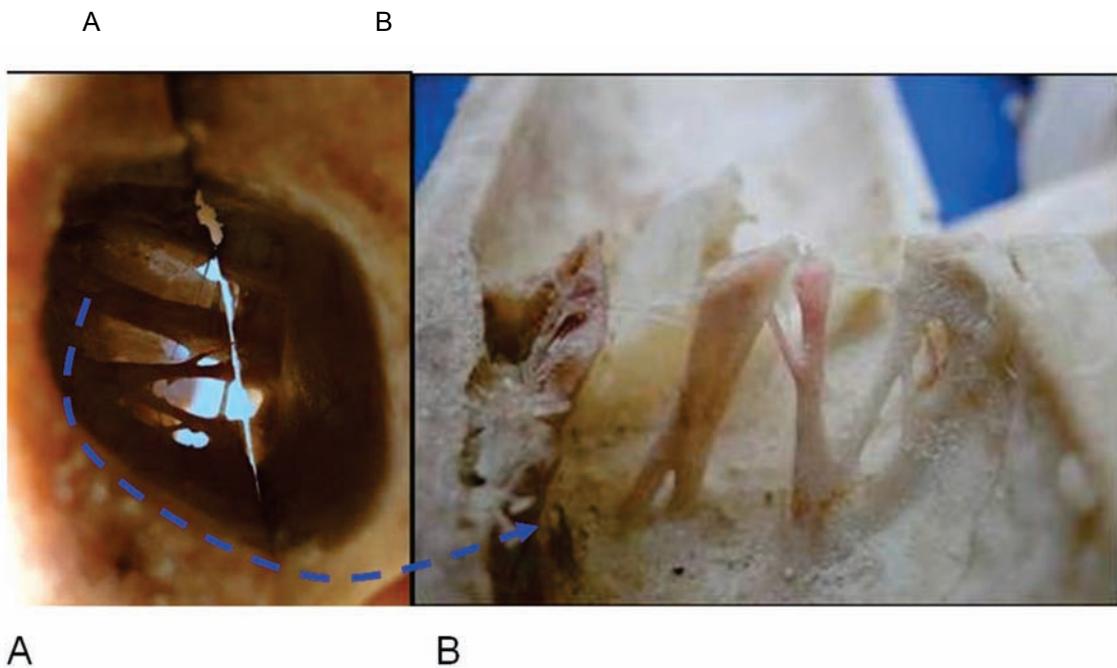


FIG. 4 - (A) interior da diáfise de osso longo seccionado com as duas partes em posição mostrando as pontes/alicerces de reforços. (B) Mostra-se apenas uma das

Os canais de nutrição, Canais de Harvers e de Wolkman funcionam como defeitos, e atuam de formas antagônicas na nucleação e propagação da trinca como mostra Figura 5. A presença dos canais atua como concentrador de tensão e facilita

a nucleação das trincas. Em contrapartida, estes mesmos canais funcionam como atenuadores da propagação da trinca. A trinca, ao encontrar os canais, tem o raio de sua ponta aumentado e ocorre seu embotamento (LAUNEY et al., 2010).

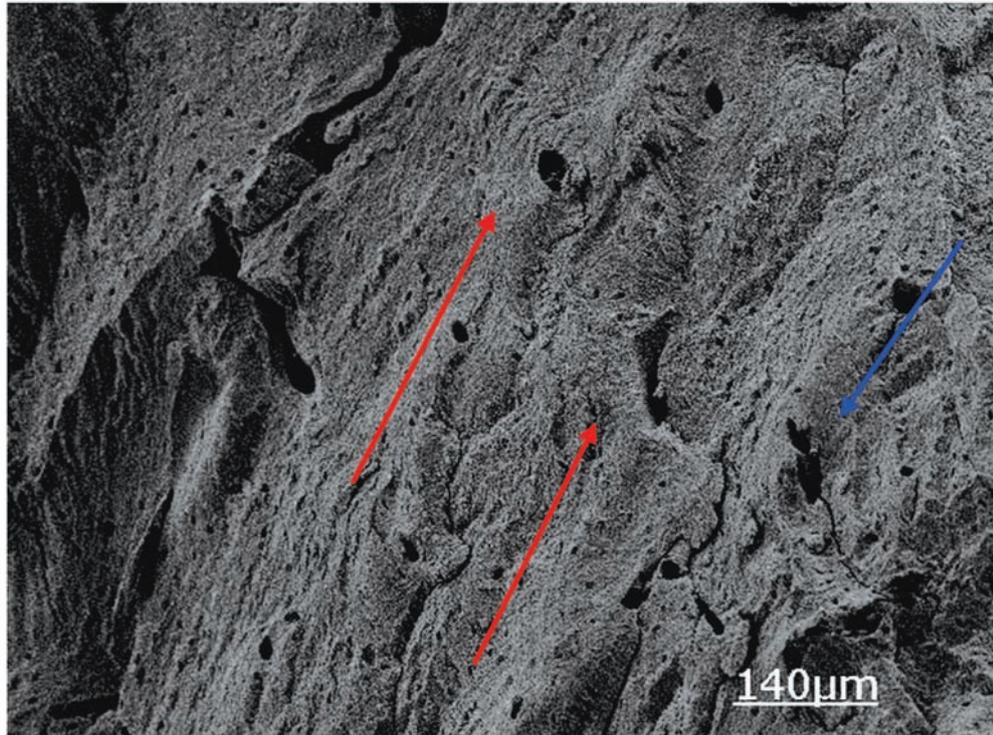


FIG. 5 - Superfície de fratura de corpo-de-prova longitudinal. Podem-se observar as trincas partindo de canais de nutrição (seta azul) e mecanismos de deflexão da trinca (seta vermelha).

CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir:

Quanto às propriedades em flexão.

- 1- Os corpos-de-prova submetidos à aplicação da força na direção perpendicular ao longo eixo dos ósteons apresentaram maior resistência à fratura;
- 2- Nos ensaios com os corpos-de-prova cortados na direção circunferencial da tibia e a força aplicada são paralelamente aos ósteons, a variação da velocidade de ensaio não influencia significativamente na resistência à fratura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ASTM C1161 -02 (Reapproved 2008). *Annual Book of ASTM Standards*, vol. 03.08: *Standard Test Method for Flexural Strength of Advanced Ceramics at Ambient Temperature*: ASTM, West Conshohocken, Pennsylvania, USA; **2002**.
- CHERKAEV, E.; BONIFASI-LISTA, C. Characterization of structure and properties of bone by spectral measure method. *Journal of Biomechanics*. **2011**, 44, 345.
- DIAS, M. V. F.; GOLDSZTAN, F.; JOÃO, M. G. et al.. Epidemiologia das fraturas de acetábulo tratadas no Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO). *Rev Bras Ortop*. 2010, 45, 474.
- EVANS, F. G. *Mechanical Properties of Bone*. Charles C. Thomas Publisher :Illinois, USA.. 1973.
- KOESTER, K.J.; AGER, J.W.; RITCHIE, R.O. The true toughness of human cortical bone measured with realistically short cracks. *Nat. Mater*. **2008**, 7, 672.
- LAUNEY, M.E.; BUEHLER, M.J.; RITCHIE, R.O. On the mechanistic origins of toughness in bone. *Annu. Rev. Mater. Res*. **2010**, 40, 25.
- MAUCH, M.; CURREY, J.D.; SEDMEN, A.J. Creep fracture in bones with different stiffnesses. *Journal of Biomechanics*. **1992**, 25, 11.
- NALLA, R.K.; KRUZIC, J.J.; KINNEY, J.H., BALOOCH, M., AGER III, J.W., RITCHIE, R.O. Role of microstructure in the aging-related deterioration of the toughness of human cortical bone. *Materials Science and Engineering*. **2006**, 26, 1251.