

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

CRISTIANE FERREIRA PINTO PATERLINI VIVACQUA

**PROPRIEDADES MECÂNICAS EM FLEXÃO E TORÇÃO
DO OSSO CORTICAL BOVINO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias – D.C.

Rio de Janeiro
2011

C2011

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha.
Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do autor e do orientador.

620.11 Vivacqua, Cristiane Ferreira Pinto Paterlini
V855p Propriedades mecânicas em flexão e torção do osso cortical
bovino/ Cristiane Ferreira Pinto Paterlini Vivacqua - Rio de Janeiro:
Instituto Militar de Engenharia, 2011.

80 p.: il.

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia – Rio
de Janeiro, 2011.

1. Propriedades mecânicas .2. Osso cortical. 3. Ensaio flexão.
4. Ensaio torção. Título. II. Instituto Militar de Engenharia.

CDD 620.11

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

CRISTIANE FERREIRA PINTO PATERLINI VIVACQUA

**PROPRIEDADES MECÂNICAS EM FLEXÃO E TORÇÃO
DO OSSO CORTICAL BOVINO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias –D. C.

Aprovada em 16 de agosto de 2011 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Carlos Nelson Elias - D.C. do IME - Presidente

Prof. Cláudio Rios Maria - D.C. do IME

Prof. Sergio Henrique Gonçalves Motta - D.C. da FAISA

Prof^a. Flavia Rabello de Mattos - D.C. da FAPI

Rio de Janeiro
2011

"Tenha em mente que tudo que você aprende na escola é trabalho de muitas gerações. Receba essa herança, honre-a, acrescente a ela e, um dia, fielmente, deposite-a nas mãos de seus filhos."

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar ao meu lado e me auxiliar em todas os momentos, pois sem Ele, nada é possível;

Ao meu querido orientador Carlos Nelson Elias, a quem reverencio ainda mais após estes dois anos, meu eterno agradecimento pela sua orientação, pela atenção e exemplo constante de profissionalismo e ética;

A Flávia, pelo exemplo e incentivo na busca de novos desafios e aprimoramento profissional e pessoal;

Ao Hector Borja, pela sua ajuda sempre que possível;

Aos técnicos de laboratórios do IME, em especial Leonardo, do laboratório de ensaios mecânicos e Joel, do laboratório de microscopia;

À Heloisa, Sandra e Edirlene, pelos auxílios recebidos.

A todos os professores do Instituto Militar de Engenharia, pelos conhecimentos doados;

A todos os alunos, funcionários e técnicos do IME, que de alguma forma auxiliaram para que meu trabalho viesse a ser concluído;

Aos amigos de curso, que juntos passamos e superamos momentos difíceis ao longo desta caminhada, obrigada pelos momentos felizes e descontraídos;

Agradeço pela amizade e ajuda prestada para que eu obtivesse êxito nesta realização.

Bolívar, Vítor e Gabriela, sentido da minha existência;

Minha mãe e minha irmã, que são o meu porto seguro, que me permitem sonhar e tornar o meu sonho realidade. Obrigada.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	8
LISTA DE TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	14
1 INTRODUÇÃO.....	17
1.1 A Necessidade da Reconstrução Óssea.....	17
1.2 Reconstrução Óssea na Odontologia.....	18
1.3 Posicionamento e Objetivo do Trabalho.....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1 Tecido Ósseo.....	22
3 MECÂNICA DA FRATURA.....	28
3.1 Mecânica da Fratura Aplicada ao Tecido Ósseo.....	28
3.2 Mecanismo de Falha do Osso – Fadiga e Fluência.....	29
3.3 Propagação Controlada de Trincas.....	30
4 ENSAIOS MECÂNICOS E PROPRIEDADES MECÂNICAS.....	31
4.1 Ensaio Mecânico do Osso.....	31
4.2 Fatores que Influenciam as Propriedades Mecânicas do Osso.....	33
4.2.1 Influência de Micro Constituintes, Densidade e Porosidade.....	33
4.2.2 Influência da Metodologia de Ensaio.....	33
4.3 Analogia do Osso com os Compósitos (Laminado Reforçado).....	34
4.4 Anisotropia do Tecido Ósseo dos Maxilares.....	35
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
5.1 Corpos-de-prova para Ensaio de Flexão.....	39
5.2 Corpos-de-prova para Ensaio de Torção.....	41
5.3 Ensaio de Flexão em 4 Pontos.....	42
5.4 Ensaio de Torção.....	45

6	RESULTADOS	47
6.1	Ensaio de Flexão.....	47
6.2	Ensaio de Torção.....	48
7	DISCUSSÃO	51
7.1	Flexão.....	51
7.2	Torção.....	59
8	CONCLUSÕES	74
9	REFERÊNCIAS IBLIOGRÁFICAS	75

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG.1.1 Mostra-se uma área edêntula (dente 11) com instalação de enxerto ósseo em bloco.....	18
FIG.1.2 Tíbia segmentada transversalmente, mostrando as posições dos eixos: longitudinal em verde, circunferencial em azul e radial em rosa.....	20
FIG.2.1 Osso cortical e trabecular.....	23
FIG.2.2 Partes de um osso longo.....	24
FIG.2.3 Tíbia separada longitudinalmente.	24
FIG.2.4 Esquema dos níveis microestrutural e sub-microestrutural do osso cortical. Nesta figura, o osso apresenta uma fina camada interna de trabecular circundado de osso cortical espesso.	25
FIG.2.5 Esquema estrutural do osso cortical. Adaptação de LAUNEY et al., 2010.....	26
FIG.2.6 Esquema de deposição das fibras colágenas proposto por ASCENZI e BONUCCI em 1967.....	27
FIG.3.1 Esboço do corpo-de-prova utilizado no trabalho realizado por NALLA et al. (2003, 2005), com duplo entalhe em cada corpo-de-prova.....	29
FIG.5.1 Diagrama mostrando a posição de retirada dos corpos de prova e os locais dos entalhes.....	38

FIG.5.2 Exemplo medição da largura do corpo-de-prova antes do ensaio de flexão.....	39
FIG.5.3 (A) Sistema de deposição do ouro. (B) amostras antes da deposição do ouro. (C) amostras após a deposição do ouro.....	39
FIG.5.4 Esquema da posição de retirada dos corpos-de-prova na diáfise do osso longo.....	40
FIG.5.5 Diagrama mostrando a posição de retirada dos corpos de prova e os locais dos entalhes. Adaptação da figura cedida pelo prof. Po-yu Chen.....	40
FIG.5.6 Corpos de prova com forma cilíndrica e de paralelepípedo em solução para manter a hidratação.....	41
FIG.5.7 Trefina utilizada para confeccionar os corpos-de-prova cilíndricos após seccionamento transversal de uma porção do osso da tíbia bovina.....	42
FIG.5.8 Dispositivo do ensaio de flexão em quatro pontos (A). Corpo-de-prova em posição para o ensaio (B).....	43
FIG.5.9 Montagem de fixação do osso nos mandris para teste de torção.....	45
FIG.6.1 Variação da tensão cisalhante dos corpos-de-prova circunferenciais com as velocidades de realização dos ensaios de torção.....	49
FIG.6.2 Variação da tensão cisalhante dos corpos-de-prova longitudinais com as velocidades de realização dos ensaios de torção.....	49
FIG.6.3 Variação da tensão de fratura em torção para os grupos longitudinais e circunferenciais, com a velocidade de rotação.....	50

FIG.7.1 Corpo-de-prova longitudinal com entalhe na região vestibular.....	53
FIG.7.2 Corpo-de-prova longitudinal sem entalhe.....	53
FIG.7.3 Morfologia da superfície de fratura do corpo-de-prova longitudinal ensaiado em flexão. É possível observar trincas paralelas aos Canais de Harvers (seta azul), deflexão da trinca (circulo verde) e ponte de ligamento inquebrável (circulo vermelho).....	55
FIG.7.4 Variação da resistência à fratura com a velocidade do ensaio dos corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais.....	57
FIG.7.5 Mecanismos extrínsecos de endurecimento do osso, ponteamto e de flexão da trinca.....	58
FIG.7.6 Morfologia da superfície de fratura em torção. Mostra-se uma provável artéria de nutrição preservada no interior do canal de nutrição. Ampliação em 1.000 vezes.....	61
FIG.7.7 Variação da carga de fratura com a velocidade de aplicação da carga.....	61
FIG.7.8 Morfologia do osso após o ensaio de torção com velocidade de 1,5mm/s...64	
FIG.7.9 Superfície de fratura após o ensaio de torção. 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	65
FIG.7.10 Mesma região da FIG. 7.10 com maior aumento. Pode-se observar o rompimento de parte da estrutura de reforço no interior do canal de nutrição (seta vermelha), trincas (seta amarela) e aberturas dos canais de Wolkman no leito do canal de nutrição (seta verde). É possível perceber a diferença de textura na	

superfície do leito do canal de nutrição (mais lisa) e fora dele (mais rugosa), que é a região que sofreu fratura.....65

FIG.7.11 (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 partes para melhor visualização das mesmas estruturas ósseas, com a figura rotacionada para a direita (seta tracejada azul).....66

FIG.7.12 Superfície de fratura em torção. Região limite entre a regiões externa e interna do canal de nutrição (linha em vermelho).....66

FIG.7.13 Mostra-se o arredondamento da superfície fraturada.....67

FIG.7.14 Aspectos característicos da forma dos corpos-de-prova após o ensaio de torção.....67

FIG.7.15 Superfície dos corpos-de-prova circunferenciais após os ensaios de torção. A linha tracejada em verde representa o ângulo formado pela superfície de fratura e o eixo longitudinal da amostra.....68

FIG.7.16 Superfície de fratura. Fibras colágenas mineralizadas , lasqueamento da estrutura óssea pela aplicação da força no ensaio de torção. Pode-se observar ósteons e fraturas.....69

FIG.7.17 Superfície externa do corpo-de-prova com trincas acompanhando o plano dos Canais de Harvers. Superfície da fratura com planos mais lisos que a trinca percorreu e separou os fragmentos pelas linhas cimentantes, uma vez que os ósteons se encontram transversais ao longo eixo do corpo-de-prova. As superfícies mais irregulares são as regiões que a trinca mudou de plano.....70

FIG.7.18 Aspecto do corpo-de-prova longitudinal submetido ao ensaio de torção....70

FIG.7.19 Superfície de fratura de diferentes corpos-de-prova longitudinais que foram submetidos ao ensaio de torção. Pode-se identificar diversos canais de nutrição fraturados (setas verdes), ósteons (setas amarelas), mudança de direção da trinca, que se observa pela mudança do plano na superfície de fratura (setas azuis).....71

FIG. 7.20 Morfologia da superfície de fratura de um corpo-de-prova longitudinal. Pode-se observar trincas partindo do canal de nutrição em três direções distintas, dividindo a região fraturada em três setores.....72

FIG.7.21 Superfície de fratura de corpo-de-prova longitudinal submetido ao ensaio de torção. Pode-se observar as trincas partindo de canais de nutrição (seta azul) e mecanismos de deflexão da trinca (seta vermelha).....73

LISTA DE TABELAS

TAB.4.1 Propriedades mecânicas do osso cortical.....	32
TAB.5.1 Grupos e suas características.....	44
TAB.5.2 Grupos dos corpos-de-prova para ensaio de torção.....	46
TAB.6.1 Valores médios da tensão máxima ($\sigma_{m\acute{a}x}$) dos grupos cortados nas direções longitudinal e circunferencial.....	47
TAB.6.2 Valores médios para as propriedades mecânicas de cada grupo, com seus desvios-padrão, com as diferentes velocidades de realização dos ensaios.....	48
TAB.7.1 Tensão máxima média em flexão nas velocidades de 0,017 mm/s e 0,033 mm/s dos corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais.....	51
TAB.7.2 Resistência à fratura (MPa) dos corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais sem entalhe, ensaiados a 0,017 mm/s e 0,033 mm/s.....	57
TAB.7.3 Torque e tensão cisalhante máxima em torção com diferentes velocidades.....	63

LISTA DE ABREVIATURAS

AEF	-	Análise por elementos finitos
MEV	-	Microscopia eletrônica de varredura
ASTM	-	American Society for Testing Materials
IME	-	Instituto Militar de Engenharia
CO ₁₀	-	Íon carbonato
PO ₄	-	Íon fosfato
(OH) ₂	-	Íon hidroxila
μm	-	Micrômetro
Nm	-	Nanômetro
mm/min	-	Milímetro por minuto
mm	-	Milímetro

RESUMO

Apesar dos grandes avanços na compreensão do comportamento mecânico dos ossos, os mecanismos envolvidos na fratura deste compósito ainda não são totalmente compreendidos. A falta do completo conhecimento da influência de sua morfologia e estrutura em suas propriedades macroscópicas dificulta a análise dos resultados para determinar as propriedades mecânicas do osso cortical. Além disso, as propriedades variam com a técnica de preparação das amostras, condições de realização dos ensaios e entre os doadores. Para o estudo da reconstrução óssea, assim como a análise de sua regeneração, há necessidade de conhecimento tanto da fisiologia como da estrutura óssea. No presente trabalho, foi utilizada a porção cortical do osso bovino (tíbia) congelado, cortados nas direções longitudinal e circunferencial. O objetivo do trabalho foi analisar a influência da variação do sentido dos do corte dos corpos-de-prova, velocidade de carregamento e a posição de entalhes nas propriedades mecânicas do osso cortical bovino. Os resultados obtidos com os corpos-de-prova longitudinais indicaram que a resistência à fratura aumenta com o aumento da velocidade do ensaio. Nos ensaios com os corpos-de-prova circunferenciais os resultados mostraram que, quando aplicada a força na direção paralela aos ósteons, o aumento da velocidade não tem influência significativa no aumento da resistência à fratura, tanto para os ensaios realizados em torção como os em flexão.

ABSTRACT

Despite the major advances in understanding the mechanical behavior of the bone, the fracture mechanisms of this composite are still not fully understood. The lack of complete knowledge on the influence of the bone morphology and structure on its macroscopic properties will make the analysis of the studies to determine the mechanical properties of cortical bone more difficult. In addition, the properties vary with the technique of sample preparation, conditions of tests and between the donors. For the bone reconstruction study, as well as the analysis of its regeneration, the understanding of both physiology and bone structure is required. In the present work, the cortical portion of the bovine bone (tibia), was used frozen and cut in two directions, longitudinal and circumferential. The objective was to analyze the influence of the variation of the cutting direction of the sample, loading speed and the position of the notches on the mechanical properties of the bovine cortical bone. The results showed that the longitudinal cut indicated that the fracture toughness increases with the increasing speed of the test. The tests with circumferential cut samples showed that when the force is applied in a direction parallel to the osteons, the increasing speed does not have significant influence on the fracture toughness for both bending and torsion tests.

1 INTRODUÇÃO

1.1 A NECESSIDADE DA RECONSTRUÇÃO ÓSSEA

A evolução tecnológica favorece o aumento de conhecimentos em áreas aparentemente diferentes entre si. Podemos tomar como exemplos a utilização da tecnologia auxiliando no desenvolvimento de conhecimentos sobre a fisiologia celular, e a aplicação de materiais e equipamentos que permitem o aumento da longevidade humana. O estudo e a cooperação interdisciplinar auxiliam no ganho de conhecimentos. O presente trabalho envolve conhecimentos de fisiologia óssea, comportamentos mecânicos e caracterização dos materiais. Os resultados obtidos são úteis para cirurgiões bucomaxilofacial, ortopedistas e engenheiros, bem como para os trabalhos de simulações por elementos finitos.

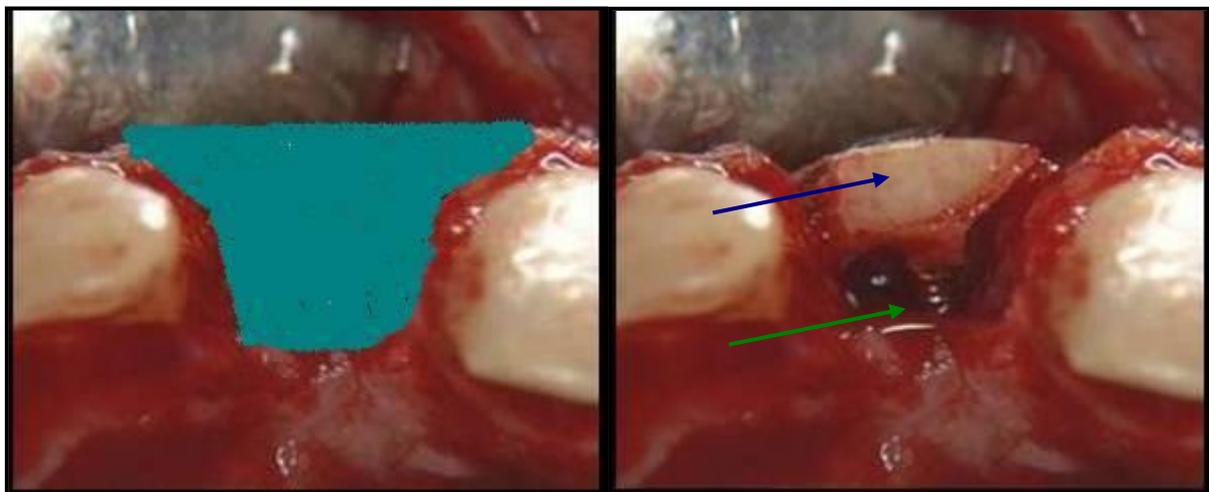
As fraturas ósseas, com perda ou não de material, são uma constante na vida de profissionais que tentam restabelecer a anatomia e a função do osso fraturado. Os cuidados iniciais se concentram em determinar a extensão, tipo de fratura e definição do procedimento cirúrgico para favorecer a criação de 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).

Na Odontologia, a necessidade de reposição óssea através de enxertos envolve pacientes que foram submetidos a tratamentos oncológicos, acidentes e perda óssea periodontal. Para todos esses pacientes, o ganho ósseo é fundamental para a reabilitação da estética e da função mastigatória. Entre as opções de materiais para a reposição do osso perdido encontra-se o osso do próprio indivíduo (enxerto autógeno), o qual apresenta a melhor resposta biológica. Contudo, o emprego de osso autógeno apresenta limitações para sua utilização, entre elas o pouco volume disponível, injúria, período de recuperação e limitação dos locais doadores (TRIPLETT e SCHOW, 1996).

Além do osso autógeno, existem outros tipos de enxertos que podem ser classificados quanto a sua origem em: homogêneos, heterogêneos e aloenxertos ou aloplásticos. Os enxertos homogêneos ocorrem entre dois indivíduos da mesma espécie, os enxertos heterogêneos ocorrem entre indivíduos de espécies diferentes. E os aloenxertos ou aloplásticos são de origem mineral ou sintética. O osso humano oriundo de Banco de Ossos para Transplante são aloenxertos, pois passam por procedimentos laboratoriais que modificam as suas características originais, antes da sua utilização. Por serem de origem humana, possuem a histoestrutura mais próxima do receptor (SENDYK et al., 2004; MATTOS et al., 2010).

1.2 RECONSTRUÇÃO ÓSSEA NA ODONTOLOGIA

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 (FIG. 1.1).



A

B

FIG. 1.1 - Mostra-se uma área edêntula (dente 11) com instalação de enxerto ósseo em bloco.

Na FIG. 1.1A, a área em azul representa a quantidade de osso alveolar ausente devido a perda dentária, Na FIG. 1.1B, o bloco ósseo é fixado (seta azul) com um parafuso de fixação (seta verde) para estabilização do enxerto.

1.3 POSICIONAMENTO E OBJETIVO DO TRABALHO

Após a instalação de um enxerto, é iniciado um processo de reparação tecidual inerente à fisiologia humana. As tensões sobre a região enxertada podem ter suas origens nas contrações musculares, devido a edema dos tecidos, a pressão de próteses sobre as áreas enxertadas e atrito dos alimentos durante a mastigação. As forças mastigatórias nessas condições variam de intensidade e a resposta da reabsorção é diretamente proporcional à intensidade da carga aplicada. A sobrecarga precoce em áreas que tiveram o tecido ósseo regenerado poderão levar à reabsorção óssea (BEZERRA, 2002).

A análise por elementos finitos (AEF) é uma ferramenta que permite determinar a relação entre o comportamento e morfologia do osso. A aplicação da AEF na análise do comportamento dos esqueletos faciais humanos facilita seu estudo (RICHMOND et al., 2005). Para a realização das simulações é importante o conhecimento das propriedades mecânicas do osso e sua variação ao longo das direções. Estes dados são indispensáveis para a criação dos modelos de elementos finitos, para a análise da biomecânica e para permitir a compreensão dos mecanismos envolvidos na adaptação do tecido ósseo cortical. Uma vez que as tensões aplicadas e as propriedades mecânicas do osso sofrem mudanças ao longo da vida do indivíduo. (PETERSON et al., 2006). Testes de validação dos modelos de simulação revelaram que as simulações podem ser substancialmente melhoradas quando as propriedades do material incluídas no modelo apresentaram valores mais próximos aos reais (STRAIT et al., 2005).

Levando em consideração que o osso usado nos enxertos possui propriedades anisotrópicas, é necessário que as propriedades mecânicas da diáfise dos ossos longos sejam caracterizadas nas direções longitudinal, radial e circunferencial (FIG. 1.2). A direção longitudinal coincide com o eixo longitudinal anatômico. A direção radial coincide com o eixo radial e está localizado perpendicularmente ao plano da placa cortical, definindo assim a espessura da cortical. E a direção circunferencial é visualizada através do corte perpendicular a direção longitudinal da peça.

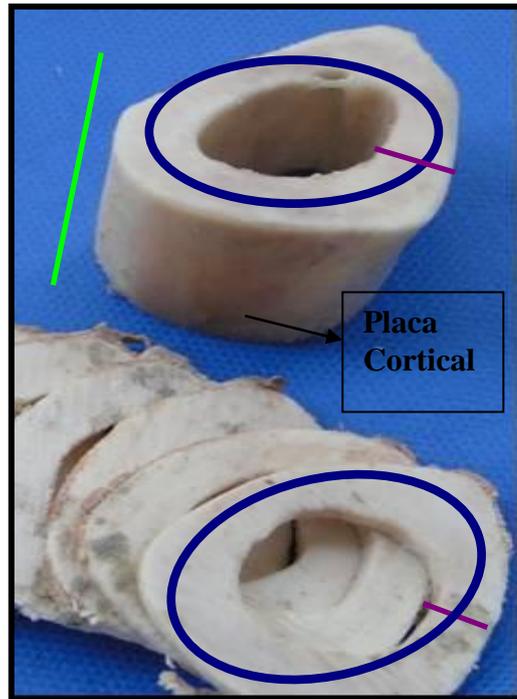


FIG. 1.2 – Tíbia segmentada transversalmente, mostrando as posições dos eixos: longitudinal em verde, circunferencial em azul e radial em rosa.

Em outros ossos craniofaciais, por exemplo, o eixo de rigidez máxima está no plano da placa cortical e não coincide, necessariamente, com os eixos anatômicos. (SCHWARTZ-DABNEY e DECHOW, 2003; WANG e DECHOW, 2004).

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, são necessários os dados 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.

A determinação das propriedades mecânicas do osso cortical apresenta grande complexidade e a análise dos resultados é divergente face a falta do completo conhecimento da influência de sua morfologia em suas propriedades macroscópicas.

Além disso, as propriedades variam com a técnica de preparação das amostras, condições de realização dos ensaios e entre os doadores.

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) e de torção (cilindros), com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico do corpo-de-prova nos sentidos longitudinais e circunferenciais.

Os objetivos do presente trabalho são:

- a) Determinar a resistência mecânica em torção e flexão do osso cortical bovino;
- b) Analisar a influência da direção de corte dos corpos-de-prova (longitudinal e circunferencial) nas propriedades mecânicas;
- c) Determinar a influência das variações da velocidade de carregamento nas propriedades mecânicas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo possui funções importantes no organismo, destacando-se a reserva de cálcio e de lipídios (medula amarela), produção de células sanguíneas (medula vermelha) e proteção dos órgãos internos. Atua também como alavanca para permitir os movimentos com a ação dos músculos (DUNLOP e FRATZL, 2010).

Como em todos os materiais naturais, as propriedades mecânicas do osso são determinadas pela sua estrutura e composição (FRATZL e WEINKAMER (2007); MAYERS et al., 2008) que, por sua vez, é motivada pela sua função (essencialmente mecânica) (CURREY, 1999).

O esqueleto humano é constituído de ossos com diferentes formas e tamanhos, de acordo com os locais e as funções que desempenham. Quanto à forma, eles são classificados em ossos longos (ex. fêmur), nos quais o comprimento predomina; Ossos curtos (ex. ossos do carpo), nos quais a largura e a espessura são comparáveis; Os ossos planos ou chatos (ex. costelas), que são finos, tendo também os irregulares (ex. vértebras). Funcionalmente, os ossos longos são usados para movimento, os curtos para carga e os chatos para proteção (BIENFAIT, 2000).

O osso é um material que possui estrutura hierárquica composta de 20% de porção orgânica (composta de 90% de proteína colágena tipo I e 10% de substância amorfa), água (15%) e nanopartículas de minerais compostas de hidroxiapatita carbonatada (fase mineral – 65%), formando um material extremamente resistente, leve, adaptável e multifuncional (BENTO, 2003). Quanto à conformação estrutural, apresenta uma porção cortical e uma porção trabecular. A matriz orgânica é constituída principalmente de fibras colágenas (conjunto de fibrilas) com características anisotrópicas. A fase mineral é constituída de cristais de apatita depositados nos espaços discretos das fibrilas.

Histologicamente, os tecidos ósseos são classificados em primário ou imaturo, secundário ou lamelar. Entre eles não há mudança da população celular e constituintes da matriz extracelular. A diferença está na disposição das fibras

colágenas. No tecido primário ou imaturo, as fibras colágenas se dispõem sem orientação definida, com menor deposição mineral e maior número de osteócitos. Já no tecido ósseo secundário, as fibras colágenas se dispõem em lamelas, em camadas concêntricas, em torno de canais e vasos (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004)

Mostra-se na FIG. 2.1 uma tíbia bovina cortada na epífise transversalmente e separada longitudinalmente em duas partes. A porção esquerda está conservada ao natural (parte orgânica e mineral). Da porção direita, foi removida a porção orgânica, preservando-se a estrutura mineral para melhor visualização do osso trabecular e o osso cortical.

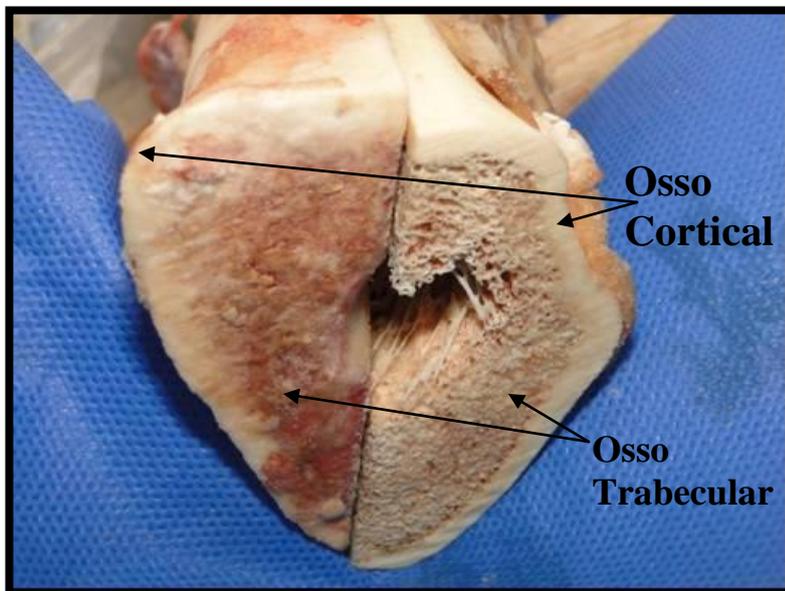


FIG. 2.1 – Osso cortical e trabecular

O osso é um material hierárquico complexo com vários níveis estruturais (WANG e GUPTA, 2011). Segundo RHO et al. (1998), o tecido ósseo pode ser analisado sob cinco níveis estruturais:

- 1-Macroestrutura: osso cortical e osso trabecular (FIG. 2.1);
- 2-Microestrutura: ósteons;
- 3-Sub-microestrutura: lamelas;
- 4-Nanoestrutura: fibra colágena formada por um conjunto de fibrilas;
- 5-Sub-nanoestrutura: moléculas colágenas de uma fibrila e cristais minerais.

Na análise macroestrutural (FIG. 2.2 e FIG. 2.3), observa-se que ossos longos apresentam regiões distintas: região da diáfise (porção central), regiões das epífises (porção das extremidades) e regiões das metáfises (porção que conecta a diáfise com as epífises). As regiões das epífises e metáfises são formadas por osso cancelar ou trabecular (porosa) internamente e, externamente, por uma camada de osso cortical (densa). A região da diáfise possui apenas uma composição, o osso cortical. A porosidade do osso cortical é inferior a 10%, por isto denominado denso (Bento, 2003).

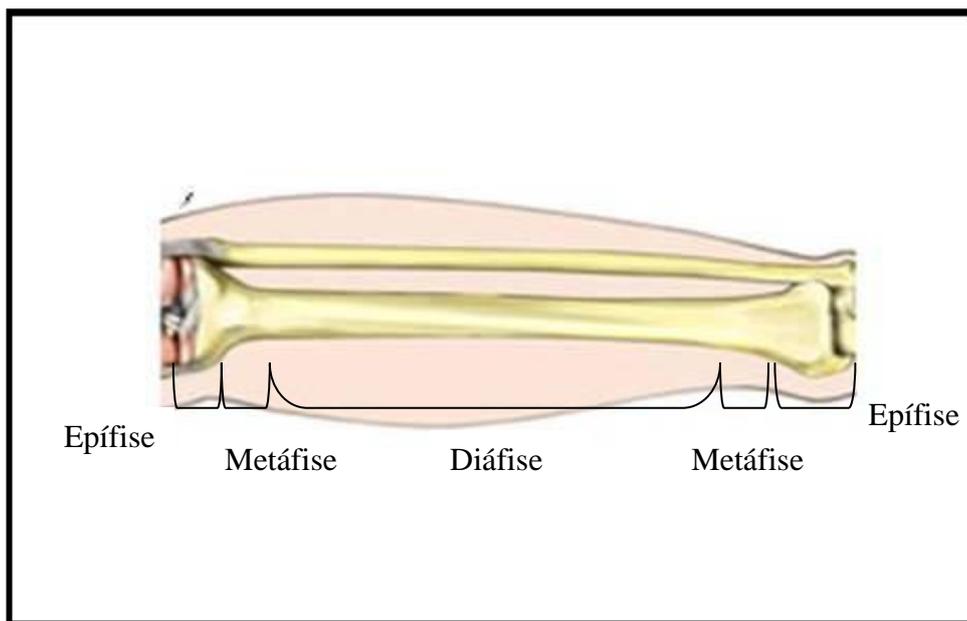


FIG. 2.2 - Partes de um osso longo.

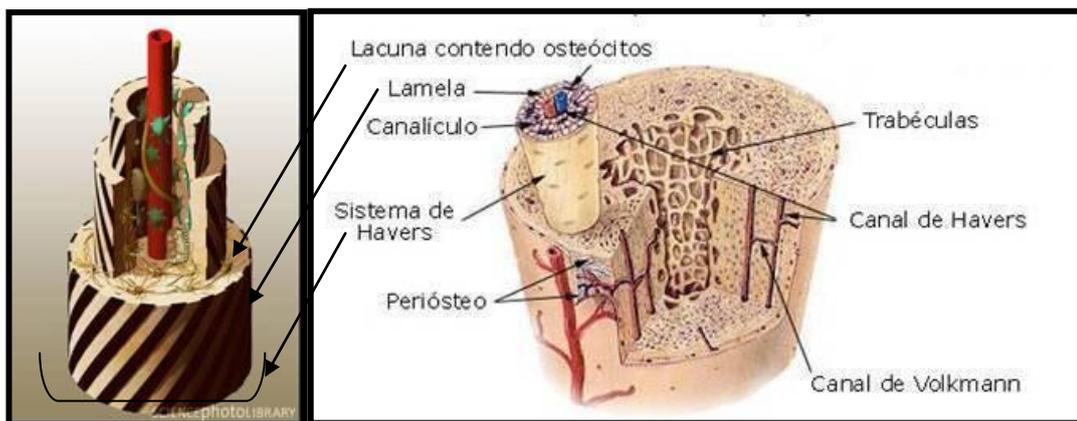


FIG. 2.3 – Tíbia separada longitudinalmente.

Na FIG. 2.3, a parte posicionada inferiormente na fotografia, o tecido medular da porção da diáfise foi removido. É possível observar os pontos sangrantes na face interna do tecido cortical e trabecular. A parte superior foi submetida a um processo de aquecimento em meio aquoso para remoção do tecido mole e melhor visualização da estrutura macroscópica dos tecidos (cortical e trabecular).

Na análise microestrutural (FIG. 2.4), observa-se que o osso cortical é composto por ósteons ou Sistema Harversiano, com forma cilíndrica e paralela ao eixo longitudinal, medindo em torno de 200 a 300 μm de diâmetro (LAUNEY et al., 2010). Cada ósteon possui um canal central, denominado canal de Harvers, o qual é revestido de endóstio e mede em torno de 50 a 90 μm de diâmetro. Os canais de Harvers se conectam com outros canais de Harvers, com a cavidade medular e com a superfície externa do osso por meio dos canais de Volkmann (Bento, 2003). Cada ósteon é envolvido por uma camada de matriz mineralizada com espessura entre 1 e 2 μm , que é chamada de linha cimentante.

Na análise sub-microestrutural (FIG. 2.4) do osso observa-se a presença de lamelas, entre as quais se encontram lacunas com tamanho entre 10 μm e 50 μm . Nos ósteons secundários (ósteons que já sofreram remodelamento), as lamelas são concêntricas, adjacentes com espessura em torno de 3 a 7 μm (ASCENZI et al., 1979; RHO et al., 1999) e arrançadas ao longo do canal de Harvers. Cada uma destas lamelas consiste de uma série de camadas de fibras orientadas em ângulos diferentes do eixo axial do ósteon (FIG. 2.5).



Fonte: <http://www.sciencephoto.com/media/301746/enlarge>. Figura adaptada

FIG. 2.4 - Esquema dos níveis microestrutural e sub-microestrutural do osso cortical. Nesta figura, o osso apresenta uma fina camada interna de osso trabecular circundado de osso cortical espesso.

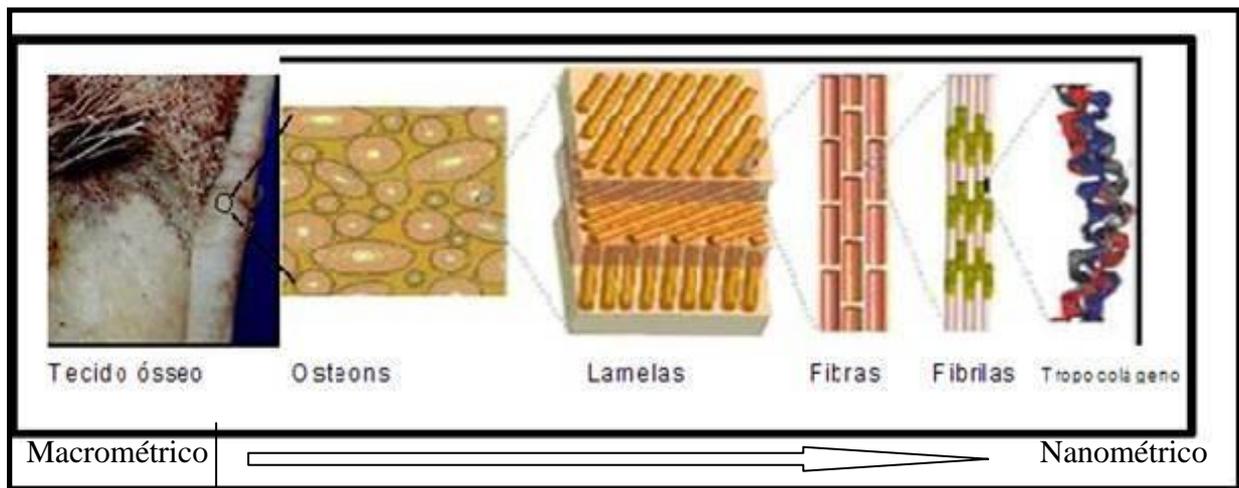


FIG. 2.5 – Esquema estrutural do osso cortical. Adaptação de LAUNEY et al., 2010.

Na nanoescala da hierarquia, cada fibra individual é composta por uma matriz de fibrilas de colágeno mineralizada. A fibrila de colágeno mineralizada, que tem aproximadamente 100 nm de diâmetro e aproximadamente 5 a 10 μm ou mais de comprimento, é o fundamento da matriz óssea. As fibrilas consistem em um conjunto de moléculas de colágeno de 300 nm de comprimento e 1,5 nm de espessura, que são depositados pelos osteoblastos no espaço extracelular e, em seguida, se auto-organizam em fibrilas. As fibrilas de colágeno são preenchidas e revestidas por minúsculos cristais minerais de hidroxiapatita que são depositados nas lacunas entre fibrilas de colágeno e as fibrilas se tornam mineralizadas, sendo este o mecanismo de crescimento e amadurecimento do tecido ósseo.

O estudo da direção de orientação das fibras colágenas nas lamelas ocorre de longa data. ASCENZI e BONUCCI (1967), utilizando a técnica do microscópio de luz polarizada, descreveram que existem três tipos de orientação para o conjunto de fibras colágenas nas lamelas osteonais: fibras orientadas longitudinalmente (aproximadamente paralelas ao eixo dos osteons), fibras orientadas circunferencialmente e fibras orientadas alternadamente (FIG. 2.6). Entretanto, RHO et al. (1998) relataram que a variação da densidade das fibras colágenas nas lamelas induz a uma falsa impressão de que existem diferentes tipos de orientações de fibras colágenas. As fibras colágenas densas possuem uma orientação transversal, as fibras colágenas com baixa densidade e com uma grande quantidade de mineral aparentam orientação longitudinal. Estudos sugeriram a existência de uma estrutura do tipo madeira compensada, onde as fibrilas giram não somente com relação ao eixo dos osteons, como em torno de seu próprio eixo, no

sentido da largura da lamela (WEINER et al., 1999; GIRAUD-GUILLE, 1988). Com o advento de novas técnicas de análise, será possível determinar como ocorre o real posicionamento das fibras colágenas nas lamelas osteônicas.

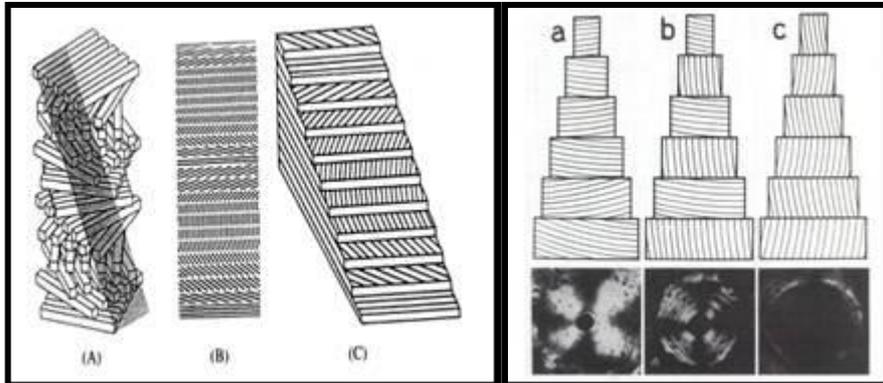


FIG. 2.6 - Esquema de deposição das fibras colágenas proposto por ASCENZI e BONUCCI em 1967.

Na análise da sub-nanoestrutura (FIG. 2.5) observou-se que o osso contém cristais minerais e matriz orgânica. Na porção mineral, os cristais de apatita do osso são análogos a hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Ao realizar as análises químicas da hidroxiapatita do osso, obteve-se uma razão não estequiométrica entre cálcio e fósforo, sugerindo que o mineral constituinte do osso contém outras fases não cristalinas além da hidroxiapatita (COWIN, 2001).

Os cristais minerais de apatita são planos e em forma de placa, organizados, de modo paralelo uns aos outros e ao longo eixo das fibrilas de colágeno, repetindo, de maneira regular, um arranjo escalonado (LANDIS e HODGENS et al., 1996; LANDIS et al., 1996). O fato dos cristais estarem posicionados no interior de espaços discretos de uma fibrila colágena limita o seu crescimento. Os cristais de apatita também estão envolvidos por proteínas orgânicas não colágenas (substância fundamental amorfa), que podem regular o tamanho, a orientação e o local do depósito mineral. No tecido ósseo, a partir de diferentes espécies de mamíferos e não mamíferos, cristais de hidroxiapatita mineral ósseo são muito pequenos, com uma espessura de 1,5 - 4,5 nm (FRATZL et al., 1992; FRATZL et al., 2004; RUBIN et al., 2004).

3 MECÂNICA DA FRATURA

3.1 MECÂNICA DA FRATURA APLICADA AO TECIDO ÓSSEO

Apesar dos grandes avanços na compreensão do comportamento mecânico dos ossos, os mecanismos envolvidos na fratura destes compósitos ainda não são totalmente compreendidos. A análise microscópica revelou que quando a deformação do osso atinge um nível crítico, são nucleadas trincas que crescem e iniciam a falha. Além disso, a tenacidade do osso pode ser intensificada com o aumento do tamanho das trincas. (NALLA et al., 2006)

Considerando que a microestrutura do osso impede a propagação de trincas, a principal questão é saber se a fratura de um osso pode ser controlada por tensão ou por deformação. Comumente, associa-se que a intensidade da deformação depende exclusivamente da tensão. (PETERSON et al., 2006).

Assim como nos materiais aplicados na engenharia, a distribuição da força no osso pode criar um estado de deformação ou de tensão plana. NALLA et al., (2003) desenvolveram um modelo de estudo para determinar o local de nucleação de microtrincas no osso contendo entalhes e submetido a flexão. Esses pesquisadores observaram que as tensões são maiores nas regiões próximas às trincas, entalhes e outras características geométricas. Os autores também observaram que sempre ocorre deformação plástica na frente da ponta do entalhe, mas a tensão máxima pode ocorrer em região mais distante do entalhe. Este efeito ocorre apenas em certos materiais, tais como metais que apresentam deformação plástica por mecanismo de cisalhamento dos planos de escorregamento. Nestes materiais, os estados de tensão perto das trincas causam uma região com tensões normais elevadas e com baixa tensão cisalhante. A tensão normal (neste caso tração) pode atingir os valores máximos antes de ocorrer a deformação plástica. (NALLA et al., 2003)

O analisarem o comportamento do osso contendo dois entalhes idênticos (FIG. 3.1), NALLA et al., em 2003 e em 2005, observaram que a falha ocorre em um dos entalhes e a curva tensão-deformação não apresenta linearidade em altas

tensões (um sinal típico da deformação plástica). O comportamento observado pode ser devido à criação de danos (trincas e vazios) na matriz, fornecendo evidências que a deformação plástica ocorre na matriz orgânica do osso que envolve a parte mineral óssea.



FIG. 3.1 - Esboço do corpo-de-prova utilizado no trabalho realizado por NALLA et al. (2003, 2005), com duplo entalhe em cada corpo-de-prova.

3.2 MECANISMOS DE FALHA DO OSSO – FADIGA E FLUÊNCIA

Normalmente, as fraturas do osso são geradas por tensões superiores à tensão máxima de resistência determinada em ensaios estáticos. Contudo, se a tensão não for suficiente para causar a fratura, ela pode originar um acúmulo de danos que, a longo ou médio prazo, levam à falha do osso. Os danos podem ser verificados em um microscópio, pela formação de microtrincas. É possível identificar as microtrincas em qualquer tipo de osso. Se a condição de carregamento favorece e/ou o processo de reparação óssea não é suficiente para remover ou limitar as trincas, elas se multiplicam e crescem levando à fratura do osso. Tal comportamento pode ser classificado em dois tipos: o de fadiga e de fluência, podendo ocorrer simultaneamente ou não. A fadiga é consequência da atuação de cargas cíclicas (de valor inferior à tensão de fratura). Enquanto a fluência (ou creep) também ocorre para valor inferior à tensão de ruptura, sendo consequência da atuação de uma carga constante durante períodos longos (ELIAS e LOPES, 2007).

Na fisiologia normal do osso, ele está preparado para reparar a área que sofreu dano através de mecanismos naturais que removem as microtrincas pela remodelação óssea. Se o acúmulo de dano for mais rápido que a remodelação óssea, pode ocorrer a fratura. Este mecanismo de fratura é comum de ser encontrado em atletas de competição, cavalos de corrida, soldados e dançarinos de balé.

Na propagação de uma trinca na direção transversal ou perpendicular à estrutura lamelar do osso secundário (*ósteons*), a trinca tende a alterar a sua direção e crescer ao longo do eixo principal do osso. Isto se deve à estrutura lamelar e “osteônica” que deflete e/ou aprisiona as trincas, limitando os danos (LAUNEY et al., 2010).

Quando o osso é submetido à flexão ocorrem tensões de tração e compressão. A nucleação da trinca ocorre na região tracionada, uma vez que o osso resiste menos à tração do que à compressão (REILLY e BURSTEIN, 1975).

Apesar do reconhecimento de que os danos por fadiga nos ossos são induzidos pela carga cíclica, poucos estudos têm investigado como as trincas incipientes crescem por fadiga.

NALLA et al. em 2005, realizaram um ensaio *in vitro* com o objetivo de quantificar o comportamento de trincas em carregamentos em fadiga do osso cortical humano. As taxas de crescimento da trinca, abrangendo cinco ordens de magnitudes, foram obtidas para a extensão de fissuras macroscópicas no sentido proximal-distal. Os resultados obtidos sugeriram que os mecanismos observados nos ensaios de fadiga dos materiais convencionais, tais como a alternância, embotamento e re-afiação da ponta da trinca, estão presentes no osso.

3.3 PROPAGAÇÃO CONTROLADA DE TRINCAS

O aspecto da superfície de fratura depende da velocidade de deformação. Nos locais que a trinca evolui lentamente, a superfície é áspera e com *ósteons* arrancados, e é diferente da superfície onde a trinca evolui rapidamente, na qual se apresenta lisa e com os *ósteons* quebrados. Quando a evolução da trinca é lenta, esta tende a evoluir ao longo das linhas cimentantes (SKEDROS, 2005).

Estudos (SCHWARTZ-DABNEY e DECHOW, 2003; WANG e DECHOW, 2004) demonstraram que o osso fratura mais facilmente onde existe menor número de *ósteons* e estes possuem menor diâmetro. Além disto, a fratura ocorre mais dificilmente onde existem mais *ósteons* e estes possuem maior diâmetro.

4 ENSAIOS MECÂNICOS E PROPRIEDADES MECÂNICAS

4.1 ENSAIOS MECÂNICOS DO OSSO

Os ensaios mecânicos utilizados freqüentemente para determinação das propriedades mecânicas do osso cortical são o ensaio de tração, compressão, flexão em 3 ou 4 pontos, torção, cisalhamento puro, fadiga e micro ou nanoindentação (KRUZIC e RITCHIE, 2006).

No osso a resistência à tração é menor que a resistência à compressão (REILLY e BURSTEIN, 1975).

A forma da fratura óssea depende principalmente do tipo de carregamento submetido ao osso e da energia liberada. O mecanismo de falha do osso submetido à tração na direção longitudinal ao seu eixo dá-se pela formação de microtrincas longitudinais e transversais à direção do carregamento devido, principalmente ao deslocamento das linhas cimentantes e ao estiramento dos ósteons. No corpo-de-prova submetido à compressão na direção do eixo longitudinal, o mecanismo de falha dá-se pela formação de microtrincas oblíquas, devido ao rompimento dos ósteons causado por forças cisalhantes (COWIN, 2001).

No osso sob flexão, o modo de fratura é caracterizado por uma superfície de fratura plana na região tracionada e uma superfície de fratura oblíqua com arestas irregulares na região comprimida. Os locais mais suscetíveis à formação de trincas no osso cortical são os que existem concentrações de tensões, destacando-se os canais de Vollkman (intercomunicantes) e as linhas cimentantes (BENTO, 2003).

Valores das propriedades mecânicas do osso cortical estão listados na TAB.1.

TAB. 4.1 - Propriedades mecânicas do osso cortical.

Propriedade	
Coeficiente de Poisson	0,2-0,5 (Cowin, 2001)*
Módulo de Elasticidade Longitudinal (Tração)	17,4 GPa (Cowin, 2001)* 22,9 GPa (Vashishth, 1997) #
Resistência à Tração	150 MPa (Cowin, 2001) * 159 MPa (Vashishth, 1997) #
Resistência ao Escoamento (Tração)	131 MPa (Vashishth, 1997) #
Deformação Máxima (Tração)	3,89 % (Vashishth, 1997) #

- bovino; * - humano.

O módulo de elasticidade e a resistência à flexão do osso cortical variam de acordo com o local analisado (região distal, central ou proximal), sendo que a resistência à flexão do osso cortical do fêmur é ligeiramente inferior na região proximal. A porção mineral promove maior influência no módulo de elasticidade do osso do que a porção orgânica. A resistência no limite elástico é determinada pela composição e distribuição da fase mineral na matriz de colágeno. E a região pós-escoamento é fortemente influenciada pela matriz de colágeno (MORA, 2000).

PETERSON et al., (2006) mencionaram que as propriedades elásticas do maxilar humano, especialmente na orientação dos eixos principais de rigidez, possuem maior variação das propriedades mecânicas do que na mandíbula. Em comparação com a mandíbula, a análise da biomecânica do maxilar apresenta maiores dificuldades. Este fato se deve à complexidade do maxilar, que possui grande número de suturas entre ele e os ossos contíguos, bem como aos seios da face que ocupam quase toda a região interna do corpo do maxilar. Pouco se sabe experimentalmente sobre a variação das propriedades mecânicas do maxilar humano, dentado ou não. Como as forças oclusais são transmitidas para diferentes posições, os estímulos mecânicos causados pela mastigação e mordida são importantes para a manutenção da estrutura do osso cortical dos maxilares. Com as alterações dos estímulos, o organismo sofre readaptações para manter a função do local dos diferentes elementos da dentição e músculo.

4.2 FATORES QUE INFLUENCIAM AS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO

4.2.1 INFLUÊNCIA DE MICRO CONSTITUINTE, DENSIDADE E POROSIDADE

MARTIN E BOARDMAN (1993) determinaram as propriedades do osso cortical bovino retirado da tíbia e reidratado em solução salina. Estes pesquisadores realizaram ensaios de flexão em 3 pontos com velocidade do cabeçote de 10 mm/min. Relataram que a orientação das fibras colágenas é o fator que exerce maior influência na resistência à flexão e no módulo de elasticidade, depois a densidade e, por fim, a porção mineral do osso. RHO et al. (1998) chegaram às mesmas conclusões e relataram que as propriedades mecânicas de osso cortical são fortemente influenciadas pela organização de suas fibras colágenas, mas também, pela sua porosidade e pelo seu conteúdo mineral.

Em estudos realizados por MARTIN E ISHIDA (1989) e MARTIN et al. (1998) foram analisadas a influência da orientação da fibra colágena, da porosidade, da densidade aparente e do conteúdo mineral sobre as propriedades mecânicas de osso cortical bovino retirado do fêmur. Foram realizados ensaios de tração com velocidade do cabeçote de 10 mm/min e relataram que a orientação das fibras colágenas é o parâmetro que exerce maior influência na resistência à tração. Outro fator que influencia é o conteúdo mineral, e a densidade e a porosidade promoveram influência intermediária. O fato da densidade aparente ter influência intermediária pode ser devido a esta depender tanto da porosidade quanto do conteúdo mineral (COWIN, 2001). A relação entre densidade aparente e módulo de elasticidade de osso cortical é também analisada em outros trabalhos, assim como os efeitos da densidade associada a função (FENG e McDONALD, 2011) .

4.2.2 INFLUÊNCIA DA METODOLOGIA DE ENSAIO

Ao ser realizado o ensaio de flexão, deve-se ter atenção para não ocorrer deformação nos pontos de contato entre o corpo-de-prova e os cilindros de carga (cutelos), pois isto pode levar ao aumento do valor da resistência à flexão, do módulo de elasticidade e da deformação. Corpos-de-prova menores tendem a

apresentar resistência à flexão mais elevado devido à probabilidade de uma menor quantidade de defeitos na amostra.

Em baixas taxas de deformação, o osso não se deforma elasticamente, apresentando um comportamento viscoso. Em altas taxas de deformação, o osso torna-se mais rígido e comporta-se como um sólido elástico frágil (KASRA e GRYPAS, 2007).

As propriedades mecânicas do osso medidas experimentalmente podem variar com a taxa de deformação, distância entre os pontos de apoio e com os tamanhos dos corpos-de-prova (ELIAS e LOPES, 2007).

Os ensaios mecânicos do osso cortical realizados à temperatura de 37°C são mais adequados, pois reproduzem a temperatura fisiológica. Quando o ensaio é realizado à temperatura ambiente (aproximadamente 23°C) o módulo de elasticidade do osso aumenta de 2% a 4%, sendo mais crítica para ensaios de fadiga, pois amostras ensaiadas à temperatura ambiente são mais resistentes que as ensaiadas à 37°C (COWIN, 2001).

4.3 ANALOGIA DO OSSO COM OS COMPÓSITOS (LAMINADO REFORÇADO)

O osso é um compósito natural, que pode ser comparado a um compensado de madeira formado por lâminas finas prensadas e coladas entre si. A semelhança é que, no osso, as lamelas possuem as fibras de colágeno dispostas em lamelas e os ósteons desempenham um papel de “pequenas” fibras (5 a 10 mm) numa matriz óssea (WEINER et al., 1999).

A resistência de um material à fadiga depende da sua resistência à iniciação e à propagação das trincas. A região de menor resistência mecânica do osso ocorre na interface entre as fibras e a matriz, sendo ela a responsável pela iniciação de diversas trincas e, também, pelo redirecionamento das mesmas.

Em um laminado, podemos distinguir três etapas distintas durante a evolução das trincas. Na primeira etapa, surgem trincas (com início nas interfaces fibra-matriz) delimitadas no interior das lâminas. Microscopicamente, estas trincas redistribuem as tensões no material, enquanto que, macroscopicamente, observa-se uma redução da rigidez. Numa segunda etapa, ocorre um período de relativa

estabilidade, onde a densidade das trincas se mantém. A progressão da trinca é travada pela interface das lamelas e sua evolução é redirecionada para a interface, originando a delaminação. Na última etapa, o nível de tensão nas fibras é excessivo e as fibras começam a romper. Em termos macroscópicos, existe uma acentuada diminuição da rigidez.

4.4 ANISOTROPIA DO TECIDO ÓSSEO DOS MAXILARES

PETERSON et al. (2006) avaliaram a variação das propriedades do osso maxilar retirado de corticais de 15 sítios da maxila humana dentada. Os parâmetros analisados foram a espessura cortical, a densidade, as propriedades elásticas e a direção de maior rigidez. Os resultados mostraram que o osso cortical na região alveolar tende a ser mais espesso, menos denso e menos rígido. No corpo do maxilar, a cortical é mais fina, mais densa e resistente à fratura. E, na palatina, o osso cortical possui propriedades intermediárias, mas foi mais semelhante ao osso cortical da região alveolar. Encontraram orientações importantes do eixo de resistência em apenas 7 dentre 15 sítios analisados. Os principais eixos de rigidez do osso variam regionalmente. As regiões com maior coerência são localizadas na área alveolar e no pilar frontomaxilar, onde a direção das fibras do osso cortical está alinhada verticalmente aos incisivos.

Na mandíbula, os eixos de rigidez máxima geralmente são orientados perpendicularmente à parede alveolar (WANG e DECHOW, 2004). Pouco se sabe sobre as orientações das tensões máximas no maxilar humano durante os variados e complexos padrões de carregamento que ocorrem durante a função orofacial (mastigação e mordida). Historicamente, os pilares do maxilar suportam ou são programados para suportar tensões compressivas geradas pelas forças oclusais ao longo do eixo longitudinal. SICHER e DUBRUL (1970) teorizaram um modelo de três pilares (zigomaticomaxilar, pterigomaxilar e frontomaxilar), no qual os pilares atuam como suporte estrutural na linha do dente através do osso maxilar e da abóbada craniana para suportar tensões geradas por cargas oclusais. SOUTHARD et al. (2000) mostraram como a densidade radiográfica do processo alveolar da maxila diminui significativamente com a idade nos seres humanos saudáveis com dentes.

A análise da biomecânica do complexo zigomaticomaxilar é mais difícil porque há um pequeno número de forças ativas (força de mordida e força muscular), mas um grande número de forças de reação possíveis, as quais o grau de interdependência é apenas mal compreendido. Na mandíbula, as orientações nas regiões alveolares são similares ao osso cortical do osso longo. Não existe nenhuma análise biomecânica quantitativa sistemática das propriedades mecânicas do maxilar humano, exceto algumas tentativas qualitativas (SICHER e DUBRUL, 1970).

LETTRY et al. (2003) investigaram simultaneamente as variações direcionais das propriedades mecânicas do osso mandibular fresco. Exploraram a correlação entre os dados de tomografia computadorizada com os obtidos em ensaios mecânicos. O objetivo foi fornecer um método para determinar a qualidade óssea para os planejamentos de implantes dentários não invasivos. Usando ensaio de flexão de três pontos, a variação do módulo de Young do osso na mandíbula humana foi determinada utilizando cinco amostras frescas de doadores que eram pacientes e precisavam de implantes dentários. Em alguns pacientes, as mandíbulas eram totalmente dentadas, outros parcialmente dentadas ou totalmente edêntulo. Verificou-se uma fraca correlação entre os valores do módulo de elasticidade e o número obtido da região pela tomografia computadorizada da mandíbula. Sendo assim, a tomografia computadorizada não é suficiente para previsões precisas das propriedades ósseas.

NALLA et al. (2005) verificaram que a deterioração das propriedades ósseas, juntamente com a expectativa de vida mais elevada relacionadas com o envelhecimento, são responsáveis pelo aumento da incidência de fratura óssea no idoso. Os experimentos foram realizados quantitativamente para avaliar o efeito da idade no osso cortical humano, na direção proximal-distal (longitudinal). Concluíram que a resistência de iniciação e ao crescimento da trinca reduzem com a idade. A resistência de iniciação diminui cerca de 40% ao aumentar a idade de 40 para 100 anos, enquanto a resistência de crescimento da trinca é efetivamente eliminada na mesma faixa etária.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

No presente trabalho, foram usadas amostras de osso bovino. A justificativa para uso de osso bovino deve-se ao fato deste material apresentar maior uniformidade que outros tipos de ossos e a crescente utilização como enxerto em humanos (DONATI et al., 1990; KÜBLER et al., 1993).

O critério de seleção e controle das amostras do osso bovino foi feita com base:

- a) animais esqueleticamente maduros, com idade de três a cinco anos;
- b) retirada das amostras na mesma localização nos doadores ;
- c) animal da mesma origem geográfica e raça.

Com os critérios citados foi possível reduzir as variáveis quanto à origem e hábitos que podem influenciar no grau de mineralização óssea (AUGAT et al., 1998).

Os corpos-prova foram submetidos aos ensaios mecânicos:

- a) Torção
- b) Flexão em 4 pontos

Foram usados dois tipos de corpos-de-prova com a forma da seção transversal retangular e cilíndrica. Os corpos-de-prova foram preparados da porção cortical da tíbia bovina na região da diáfise do osso longo. Para os ensaios de flexão foram confeccionados corpos-de-prova com seção retangular (barra) e para os ensaios de torção empregou-se cp com a forma cilíndrica.

As amostras foram retiradas da porção mediana das diáfises de tíbias bovinas. Após o recebimento do osso bovino, o tecido foi dissecado, hidratado e congelado.

Após o corte e polimento dos corpos-de-prova, foram efetuados entalhes em duas direções (FIG. 5.1). Um grupo de corpos-de-prova recebeu entalhe na face externa da tíbia para induzir o crescimento do defeito na direção ao longo do raio da tíbia (espessura da cortical). Um segundo grupo foi preparado com o entalhe na face interna da tíbia para induzir o crescimento da trinca na direção circunferencial da tíbia e perpendicular a direção da espessura.

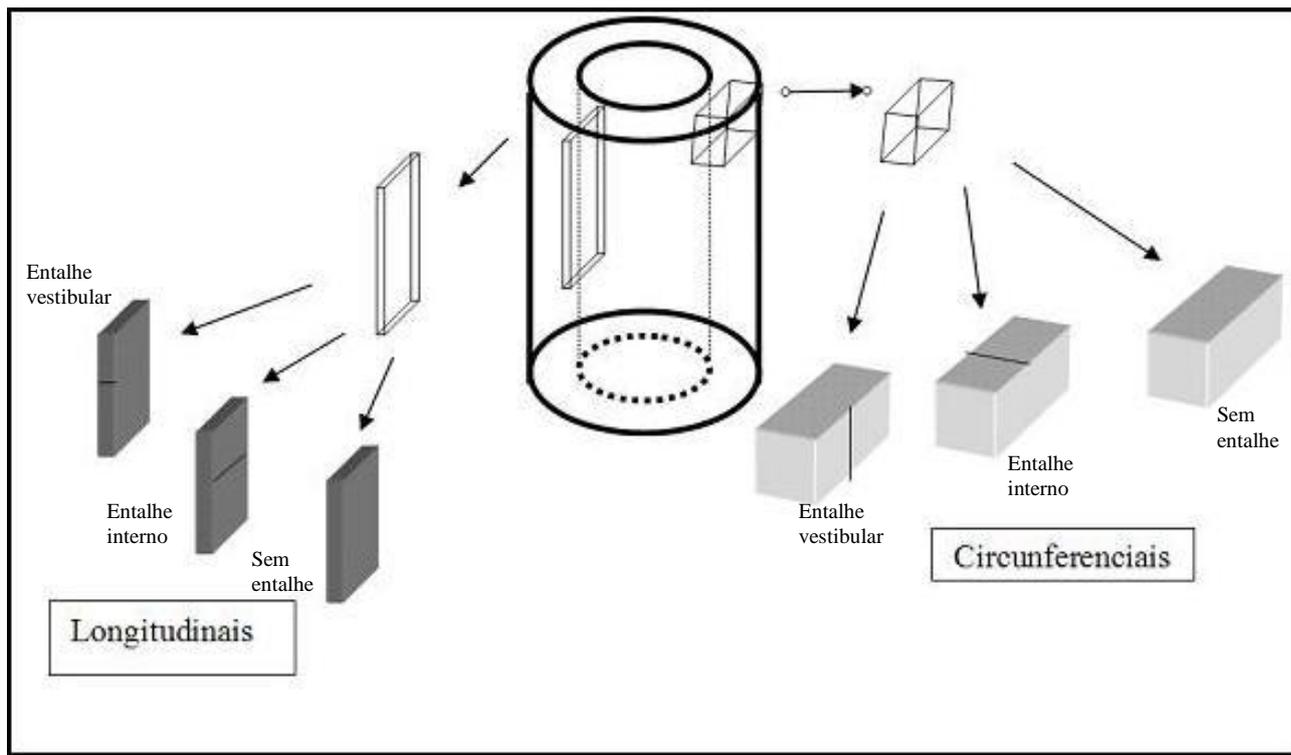


FIG. 5.1 - Diagrama mostrando a posição de retirada dos corpos de prova e os locais dos entalhes.

Após os cortes, os corpos-de-prova foram submetidos ao acabamento com lixas números 180, 220, 600, 1.000 e 1.200. Este procedimento teve o objetivo de obter superfícies com menor número de defeitos oriundos do corte.

As medidas das dimensões (FIG. 5.2) dos corpos-de-prova foram determinadas no microscópio óptico Zeiss (modelo Stemi 2000-C, fonte luminosa Zeiss, modelo KL 1500 LCD), com a câmera acoplada Pixelink (modelo PL-A662) e com programa de AxioVision Release 4.4 08-2005-SP2. As dimensões dos entalhes foram determinadas com auxílio do microscópio. As medidas do comprimento dos corpos-de-prova foram realizadas com paquímetro digital PANTEC.



FIG.5.2 Exemplo medição da largura do corpo-de-prova antes do ensaio de flexão.

Após os ensaios mecânicos as amostras foram analisadas no MEV (JEOL 5800LSM). Para a análise os corpos-de-prova foram desidratadas em álcool etílico à 20%, 40%, 60%, 80% e 100% . Em seguida, foi realizada a deposição de ouro (FIG. 5.3).

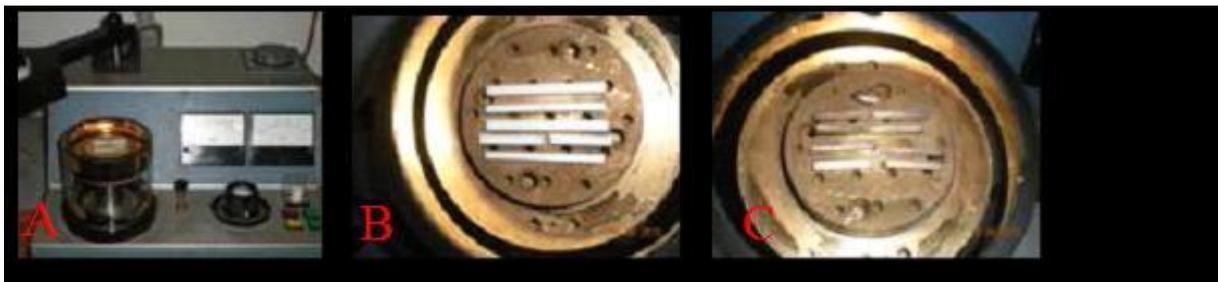


FIG. 5.3 (A) Sistema de deposição do ouro. (B) amostras antes da deposição do ouro. (C) amostras após a deposição do ouro.

5.1 CORPOS-DE-PROVA PARA ENSAIOS DE FLEXÃO

Cento e vinte e um ($n = 121$) corpos-de-prova com a seção transversal retangular foram retirados da cortical da diáfise da tíbia bovina de três animais adultos. Sessenta e seis ($n = 66$) corpos-de-prova foram removidos na direção cranio-caudal (grupo longitudinal) da peça com sua orientação osteônica alinhada paralelamente ao eixo principal, e cinquenta e cinco ($n = 55$) foram removidas perpendicularmente (grupo circunferencial) ao eixo longitudinal da peça óssea. Mostra-se nas FIG. 5.1 e FIG. 5.2 as direções dos cortes dos corpos-de-prova.

Os corpos-de-prova foram cortados com discos diamantados instalados em motores de baixa rotação (Micro Motor LB 100 – Beltec), sob irrigação constante,

como mostra a FIG. 5.3. 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).

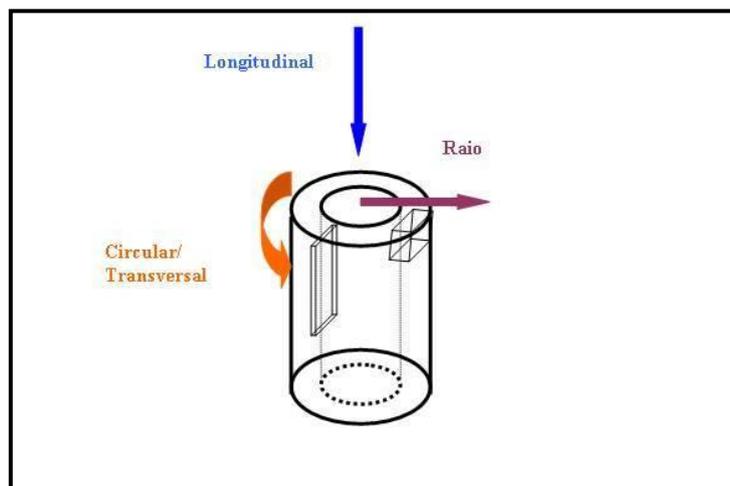


FIG 5.4 - Esquema da posição de retirada dos corpos-de-prova na diáfise do osso longo.

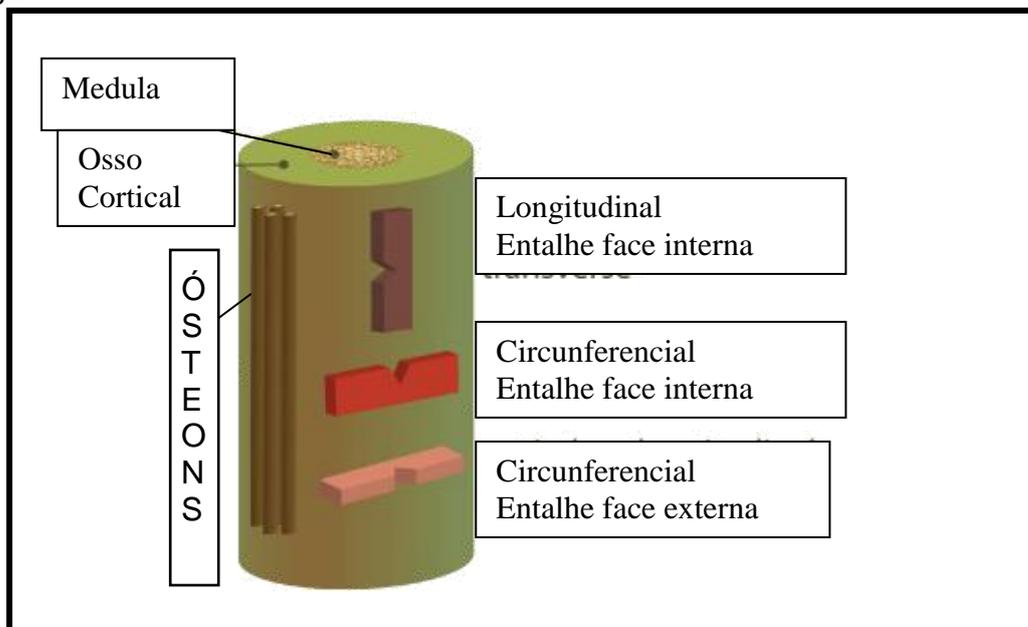


FIG. 5.5 - Diagrama mostrando a posição de retirada dos corpos de prova e os locais dos entalhes. Adaptação da figura cedida pelo professor Po-yo Chen.



FIG. 5.6 - Corpos de prova com forma cilíndrica e de paralelepípedo em solução para manter a hidratação.

5.2 CORPOS-DE-PROVA PARA ENSAIOS DE TORÇÃO

Trinta ($n = 30$) corpos-de-prova cilíndricos foram retirados da cortical da diáfise da tíbia bovina de dois indivíduos adultos. Quinze ($n = 15$) corpos-de-prova foram removidos na direção cranio-caudal (grupo longitudinal) da peça com sua orientação osteônica alinhada paralelamente ao eixo principal. Quinze ($n = 15$) amostras foram removidas perpendicularmente (grupo circunferencial) ao eixo longitudinal da peça óssea, como no esquema apresentado na FIG. 5.1.

Os corpos-de-prova cilíndricos foram confeccionados com uma broca tipo trefina de 5 mm de diâmetro interno acoplada a um motor elétrico de baixa rotação, o corte foi realizado em baixa rotação (Micro Motor LB 100 – Beltec) e sob irrigação constante, como mostra a FIG. 5.4. Todos os corpos-de-prova foram cortados pelo mesmo operador e permaneceram hidratados 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). Assim como realizado nos corpos-de-prova para flexão, o armazenamento 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).

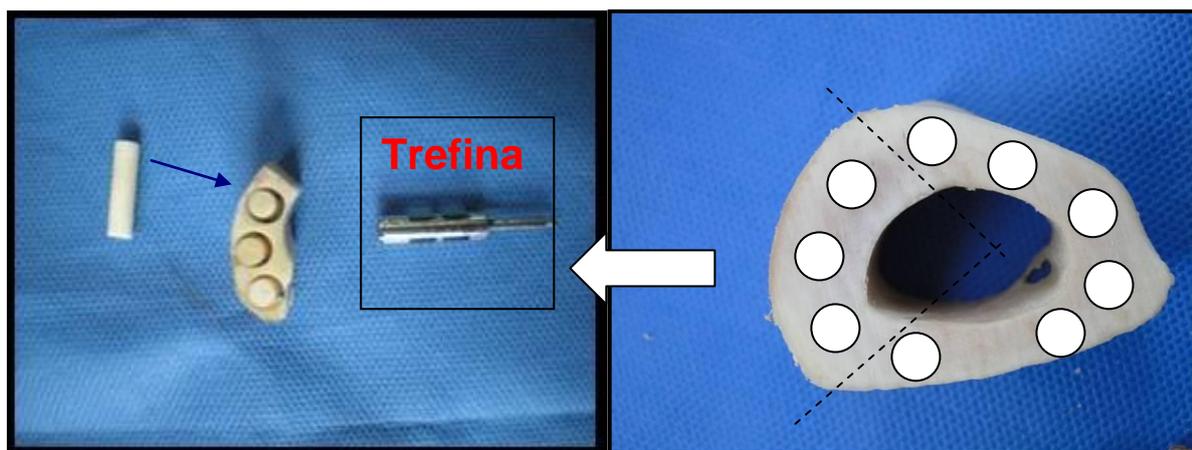


FIG. 5.7 - Trefina utilizada para confeccionar os corpos-de-prova cilíndricos após seccionamento transversal de uma porção do osso da tíbia bovina.

Face a disponibilidade de osso, as dimensões dos corpos-de-prova variaram de 9,45 mm a 19,52 mm de comprimento, e o diâmetro variou de 4,80 mm a 5,14 mm.

Os corpos-de-prova foram divididos em seis grupos. A divisão foi baseada na posição de retirada da amostra (longitudinal ou circunferencial), e na velocidade de realização dos ensaios de torção (TAB. 5.2).

Sendo o tecido ósseo um material anisotrópico, a literatura recomendou que o corpo-de-prova tenha em torno de 5 mm de diâmetro para comportamento homogêneo com a aplicação da tensão (ASHMAN et al., 1984).

5.3 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. Mostra-se na FIG. 5.5 a montagem do equipamento com o corpo-de-prova em posição.

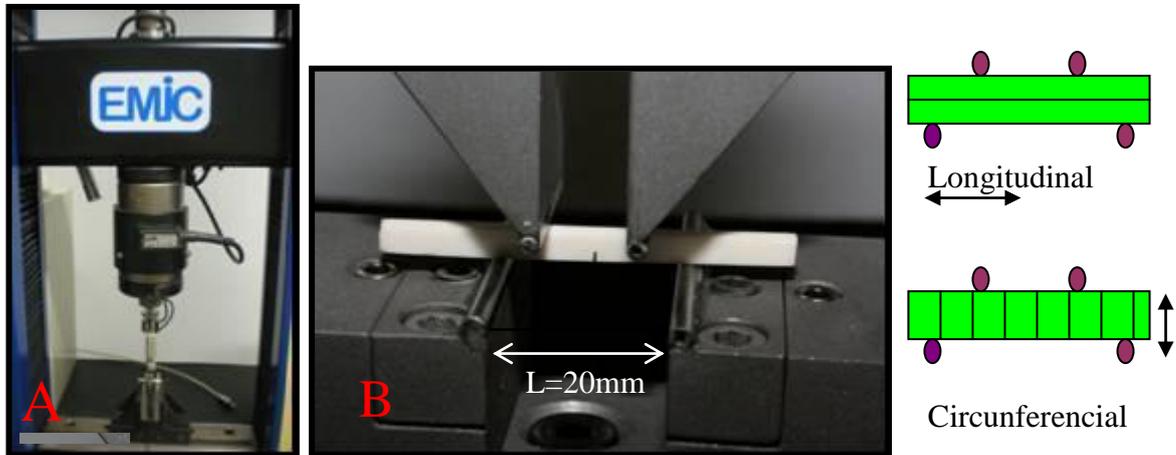


FIG. 5.8 - Dispositivo do ensaio de flexão em quatro pontos (A). Corpo-de-prova em posição para o ensaio (B). Direção dos ósteons: \longleftrightarrow

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.

A seleção dos corpos-de-prova nos grupos foi feita de modo que, em cada grupo, houvesse pelo menos um exemplar de cada animal. Foram usados corpos-de-prova com e sem entalhe. Mostram-se na TAB. 5.1 os grupos em que os corpos-de-prova foram divididos.

TAB. 5.1 - Grupos e suas características.

Número do grupo	Número de CP	Posição de retirada	Posição do entalhe	Velocidade do ensaio
F1	10	longitudinal	parede externa	0, 017 mm/s
F2	9	longitudinal	parede externa	0, 033 mm/s
F3	10	longitudinal	parede interna	0, 017 mm/s
F4	18	longitudinal	parede interna	0, 033 mm/s
F5	10	longitudinal	Sem entalhe	0, 017 mm/s
F6	9	longitudinal	Sem entalhe	0, 033 mm/s
F7	10	circunferencial	parede externa	0, 017 mm/s
F8	10	circunferencial	parede externa	0, 033 mm/s
F9	7	circunferencial	parede interna	0, 017 mm/s
F10	10	circunferencial	parede interna	0, 033 mm/s
F11	9	circunferencial	Sem entalhe	0, 017 mm/s
F12	9	circunferencial	Sem entalhe	0, 033 mm/s

Os resultados dos grupos foram comparados entre si. 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, como mostrado na TAB. 5.1.

O ensaio foi realizado com o objetivo de avaliar a influência da velocidade de carregamento no comportamento do osso submetido à flexão.

5.4 ENSAIO DE TORÇÃO

Para a realização dos ensaios, as extremidades dos corpos-de-prova foram fixadas nas garras do equipamento de torção (FIG. 5.6). Os corpos-de-prova que não se apresentaram fixados, que apresentaram alguma movimentação antes do ensaio ou e escorregaram das garras durante o ensaio, foram eliminados.

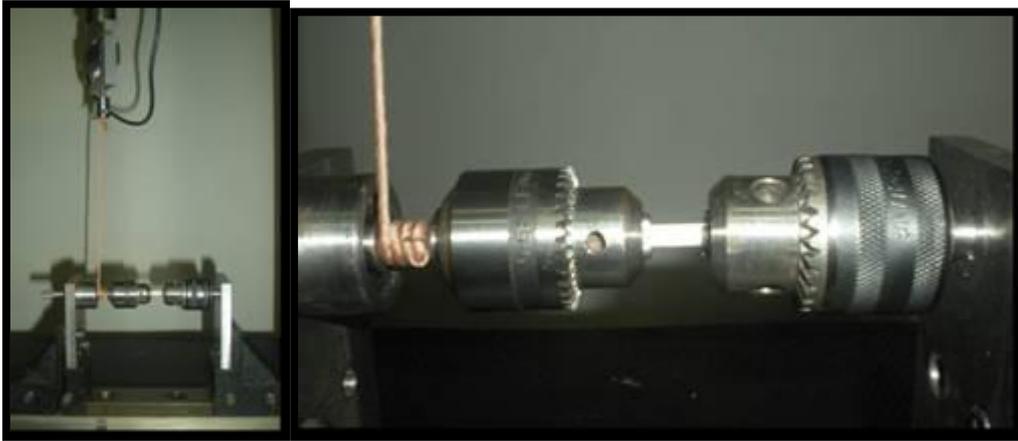


Fig. 5.9 - Montagem de fixação do osso nos mandris para teste de torção.

Os ensaios foram realizados em três velocidades de rotação do eixo de torção (1 mm/s, 1,5 mm/s e 8 mm/s).

O torque (t) foi calculado pela equação 2, na qual F é a força máxima e R , o raio do corpo-de-prova:

$$t = F \times R \quad (\text{equação 2})$$

A tensão cisalhante (T) foi calculada com uso da equação:

$$T = \frac{16t}{\pi D^3} \quad (\text{equação 3})$$

onde, “ t ” é o torque aplicado e “ D ” o diâmetro do corpo-de-prova.

Trabalhos anteriores usaram corpos-de-prova cilíndricos de osso com diâmetros de 5 a 8 mm (ASHMAN et al., 1987; FORD E KEAVENY, 1996; BRUYE`RE et al., 1999; WANG et al., 2005). Nestes estudos, os espécimes

poderiam considerar-se como uma barra sólida e com isotropia transversal. A estrutura óssea trabecular pode ser considerada um *continuum* se ela tiver mais de cinco espaços intratrabecular ao longo de suas dimensões (HARRIGAN et al., 1988). No osso cortical, a características isotropópicas ocorre pelo posicionamento dos ósteons.

A separação dos corpos-de-prova nos grupos foi feita de modo que em cada grupo houvesse pelo menos um exemplar de cada animal, totalizando cinco corpos-de-prova em cada grupo. Os resultados dos ensaios foram usados para comparar o comportamento entre os grupos e entre si, de acordo com a velocidade do ensaio e a posição de retirada do corpo-de-prova. Os grupos C1, C2 e C3 correspondem ao corpo de prova removido longitudinalmente, e os grupos C4, C5 e C6, ao removidos circunferencialmente. As velocidades de acionamento do ensaio foram de 1 mm/s para os grupos C1 e C4, de 1,5 mm/s para os grupos C2 e C5, e de 8 mm/s para os grupos C3 e C6 (TAB. 5.2).

TAB. 5.2 - Grupos dos corpos-de-prova para ensaio de torção.

Grupo	Posição de retirada do corpo-de-prova	Velocidade de Realização do ensaio
C1	Longitudinal	1 mm/s
C2	Longitudinal	1,5 mm/s
C3	Longitudinal	8 mm/s
C4	Circunferencial	1 mm/s
C5	Circunferencial	1,5 mm/s
C6	Circunferencial	8 mm/s

O ensaio foi realizado com o objetivo de avaliar a influência da velocidade de rotação na resistência à fratura por torção.

6 RESULTADOS

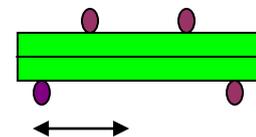
6.1 ENSAIO DE FLEXÃO

Mostra-se na TAB. 6.1 os valores médios das propriedades mecânicas em flexão e os desvios-padrão de cada grupo.

TAB. 6.1 - Valores médios da tensão máxima ($\sigma_{\text{máx}}$) dos grupos cortados nas direções longitudinal e circunferencial.

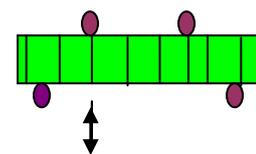
Grupo de amostras cortado na direção longitudinal.

	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: 

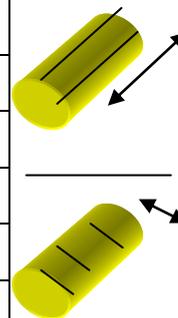
6.2 ENSAIO DE TORÇÃO

Os resultados obtidos no ensaio de torção são apresentados na TAB. 6.2.

TAB. 6.2 - Valores médios para as propriedades mecânicas de cada grupo, com seus desvios-padrão, com as diferentes velocidades de realização dos ensaios.

Grupo	Torque (N.mm)	desvio padrão	Tensão Cisalhante (MPa)	Desvio padrão
1-longitudinal 1mm/s	591,45	81,94	27,02	4,23
2-longitudinal 1,5mm/s	745,36	93,28	29,58	3,81
3-longitudinal 8mm/s	859,65	238,3	32,66	9,13
4-Circunferencial 1mm/s	696,21	79,15	27,76	3,61
5-Circunferencial 1,5mm/s	636,72	136,77	25,31	4,36
6-Circunferencial 8mm/s	603,4	206,9	23,54	8,18

Direção dos canais de Harvers ou ósteons: 



No grupo circunferencial, a maior tensão cisalhante média foi para velocidade de 1 mm/s e, no grupo longitudinal, a maior tensão cisalhante foi para o grupo com velocidade de 8 mm/s. Na FIG. 6.1 é apresentado o gráfico em que é possível observar o comportamento dos corpos-de-prova circunferenciais, conforme a velocidade de realização do ensaio (1 mm/s, 1,5 mm/s e 8 mm/s). O grupo de 1,5 mm/s apresentou uma tensão cisalhante intermediária entre os grupos. O grupo com velocidade de 8 mm/s foi o que apresentou o comportamento com maior variação na resistência, variando do menor valor de tensão cisalhante obtido entre os grupos ao maior valor obtido. O grupo circunferencial que apresentou o maior e o menor torque médio foi o grupo submetido a torção de 1 mm/s e o de menor valor médio foi de 8 mm/s.

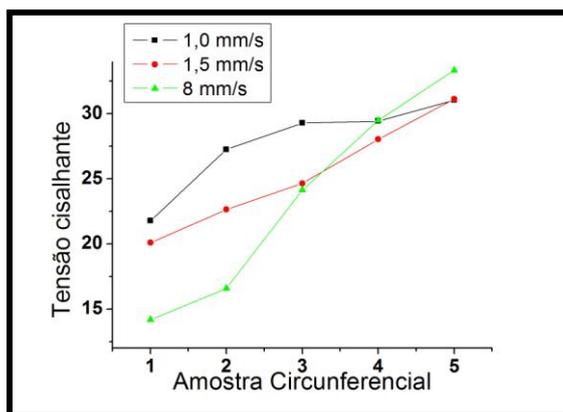


FIG. 6.1 – Variação da tensão cisalhante dos corpos-de-prova circunferenciais com as velocidades de realização dos ensaios de torção.

O comportamento das amostras cortadas longitudinalmente foi diferente em relação as cortados circunferencialmente. No ensaio de torção com os corpos-de-prova longitudinais nas três diferentes velocidades, apresentado no gráfico da FIG. 6.2, os valores da tensão cisalhante para o grupo com a velocidade de 1 mm/s foi menor do que o grupo com velocidade de 1,5 mm/s. E o grupo com maiores valores para a tensão cisalhante foi aquele com a velocidade de 8mm/s, acontecendo o mesmo para o torque. Pode-se observar que o comportamento foi mais homogêneo em relação ao circunferencial com nítida separação dos grupos com as velocidades de torção.

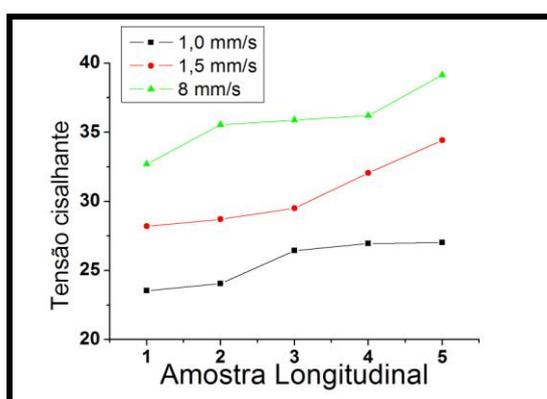


FIG. 6.2 - Variação da tensão cisalhante dos corpos-de-prova longitudinais com as velocidades de realização dos ensaios de torção.

Comparando os resultados entre os grupos, no longitudinal, o torque e a tensão cisalhante crescem com o aumento da velocidade de realização do ensaio.

Já no circunferencial, o comportamento é oposto, o valor do torque e da tensão cisalhante reduzem com a diminuição da velocidade de torção (FIG. 6.3).

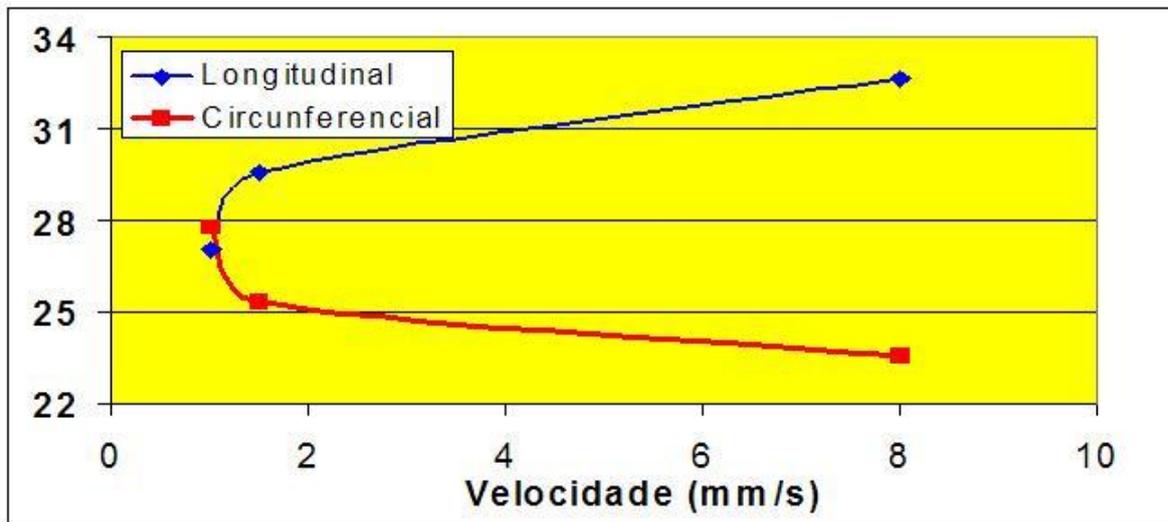


FIG. 6.3 – Variação da tensão de fratura em torção para os grupos longitudinais e circunferenciais, com a velocidade de rotação.

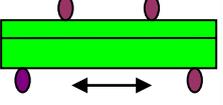
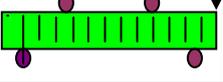
Com o aumento da taxa de deformação, há aumento nos módulos de cisalhamento e da força. A análise dessas variáveis fornece o efeito viscoelástico do tecido ósseo.

7 DISCUSSÃO

7.1 FLEXÃO

Com o objetivo de comparar os valores das propriedades mecânicas em flexão, mostra-se na TAB. 7.1 os valores médios da tensão máxima para os ensaios nas velocidades de 0,017 mm/s e 0,033 mm/s. Os corpos-de-prova foram cortados nas orientações longitudinais e circunferenciais, com entalhes nas faces vestibular ou interna, como anteriormente mostrado nas figuras: FIG.5.1 e FIG. 5.2.

TAB. 7.1 – Tensão máxima média em flexão nas velocidades de 0,017 mm/s e 0,033 mm/s dos corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais.

	0,017 mm/s	0,017 mm/s	0,033 mm/s	0,033 mm/s
	ent. vestibular	ent. interno	ent. vestibular	ent. interno
Longitudinal 	185,32	231,09	817,11	786,99
Circunferencial 	95,79	113,64	93,99	105,17

Direção dos osteons: 

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).

Pode-se associar o comportamento observado nos ensaios de flexão a dois mecanismos de endurecimento do osso: deflexão e torção da trinca na orientação transversal e ponteamento da trinca na orientação longitudinal. Os principais mecanismos de fratura do osso dependem das orientações dos ósteons e posição de aplicação da força. Durante a propagação da trinca sentido transversal, a e a deflexão da trinca é o mecanismo dominante e ocorre nas bainhas de cimento antes da trinca penetrar nos sistemas Harvers. Longitudinalmente, o deslocamento da trinca é em torno do sistema Harvers, não o penetrando, mas propagando-se junto à bainha de cimento circundante, deixando-o intacto. No osso cortical, o caminho de menor resistência mecânica é invariavelmente ao longo das linhas de cimento (KOESTER et al, 2008; NALLA et al, 2005; ZIMMERMANN et al, 2009), as quais são as interfaces mineralizadas entre a matriz óssea e as estruturas de ósteons secundários no osso (SKEDROS et al, 2005). Estes locais são preferenciais para formação de grandes microtrincas. A influência no comportamento da propagação da trinca aumenta com a idade óssea e com o aumento da densidade de ósteons com a remodelação (Launey et al, 2010). Essas microtrincas tem espaçamento de dezenas a centenas de micrômetros e são alinhadas principalmente ao longo eixo do osso, uma orientação que resulta diretamente da forte anisotropia do osso. Fratura de cristais de hidroxiapatita em torno de fibras colágenas ou delaminação nas interfaces de cristal/fibra foi sugerida como a causa do dano da microtrinca (PERSAMIAN e NORMAN, 2001).

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).



FIG. 7.1 – Corpo-de-prova longitudinal com entalhe na região vestibular .

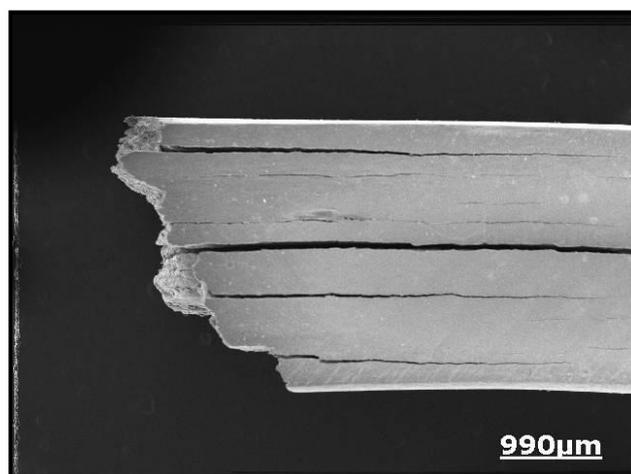


FIG. 7.2 – Corpo-de-prova longitudinal sem entalhe.

Mostra-se na FIG. 7.1 mostra um corpo-de-prova longitudinal com entalhe na região vestibular, após ensaio de flexão. Para este grupo os valores para a força máxima de 279 N e tensão máxima de 176,29 MPa para este corpo-de-prova. A FIG. 7.2 mostra um corpo-de-prova longitudinal sem entalhe, cuja força máxima foi de 397,20 N, e tensão máxima de 170,97 MPa. Ambos foram ensaiados à velocidade de 0,017 mm/s. O corpo-de-prova da FIG 7.2 necessitou uma força maior para fraturar pelo fato de não ter entalhe e possuir maior área de resistência. No entanto, se levamos em consideração a área de resistência, ambos fraturaram com tensões iguais. Levando-se em consideração o número de microtrincas nucleadas, o corpo-de-prova da FIG 7.1 apresenta maior número de microtrincas e necessita de maior energia para a fratura, apesar da existência da trinca inicial. Podemos concluir que a

formação de microtrincas é um dos mecanismos que aumenta a tenacidade à fratura e controla a movimentação da frente das trincas, a qual depende da intensidade das tensões locais. Em trabalhos anteriores, foram feitas suposições que esse processo era responsável pelo aumento da resistência da R-curva (ZIOUPOS e CURREY, 1994; VASHISHTH et al., 1997, 2000 e 2003).

Cálculos anteriores (NALLA et al., 2004 e 2005) demonstraram claramente que existem dois mecanismos que aumentam a tenacidade à fratura do osso. Os mecanismos intrínsecos referem-se à influência da estrutura do osso e das deformações na frente da trinca com abrangência de distâncias de até 1 μm . A influência extrínseca depende de alterações morfológicas em distâncias superiores a 1 μm . Cada um destes mecanismos depende das moléculas, colágenos, fibrilas e grau de mineralização do osso. As influências do alongamento das moléculas e seu deslizamento são observadas em distâncias menores. Em distâncias maiores, a fratura do osso contribui para aumentar a dissipação da energia nas interfaces da rede de fibrilas. Com base nestes mecanismos propostos, a existência de pontes (ponteameto da trinca) e deflexão da trinca são importantes mecanismos de aumento da tenacidade e da resistência mecânica do osso (FIG. 7.3).

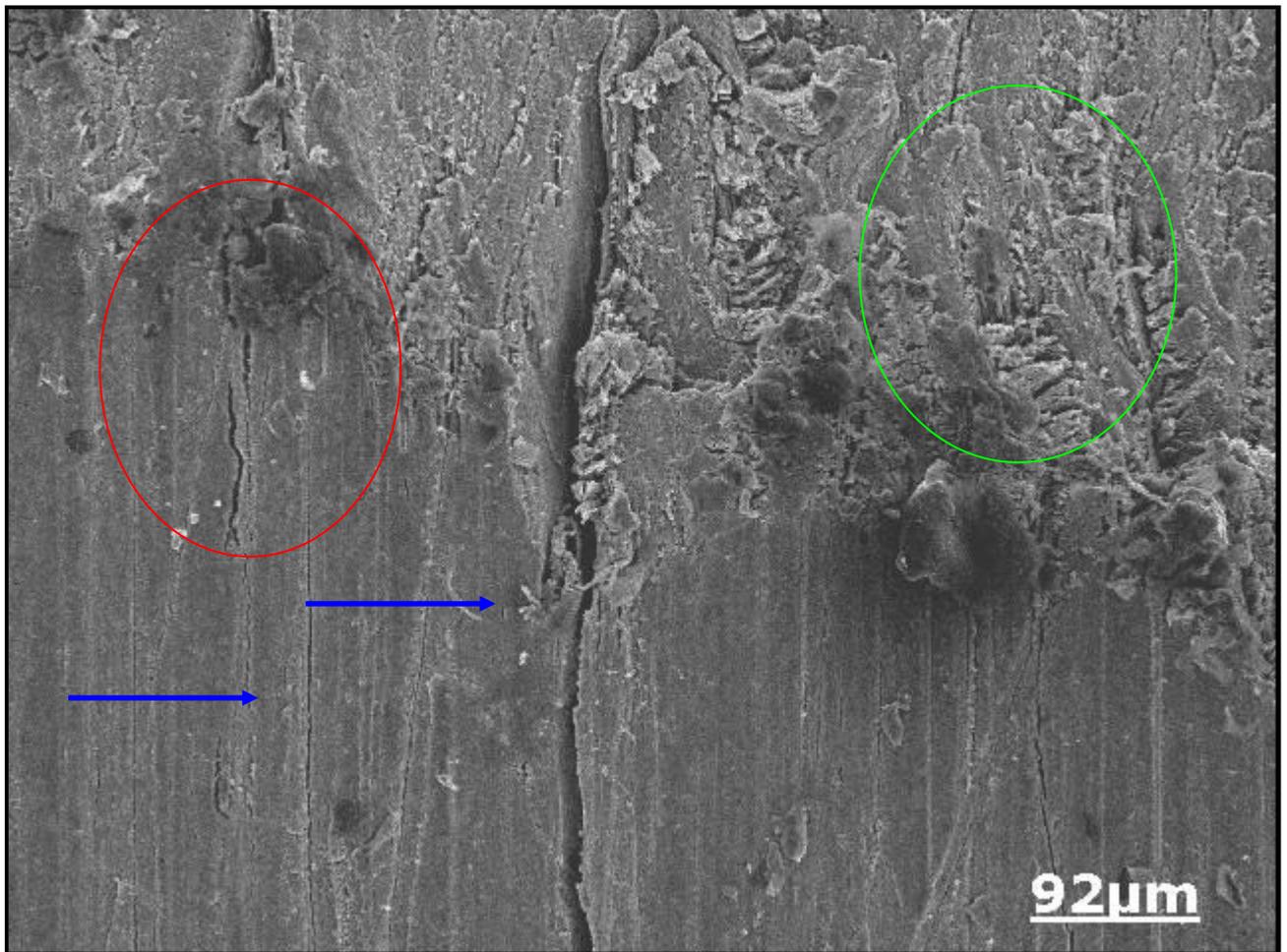


FIG. 7.3 - Morfologia da superfície de fratura do corpo-de-prova longitudinal ensaiado em flexão. É possível observar trincas paralelas aos Canais de Harvers (seta azul), deflexão da trinca (circulo verde) e ponte de ligamento inquebrável (circulo vermelho).

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.

Comparando os resultados obtidos nos ensaios de flexão das amostras com e sem entalhe, pode-se considerar que maior influencia do entalhe é induzir o local de iniciação da trinca. No entanto, o entalhe não influenciou no resultado final do ensaio.

A resistência para a propagação da trinca aumenta quando a força externa é aplicada na direção perpendicular aos Canais de Harvers (ou ósteons). Durante a propagação da trinca, quando o ensaio é realizado com forças incidindo perpendicularmente aos Canais de Harvers, a trinca, ao encontrar a linha cimentante, pode progredir na direção paralela (processo de divisão entre os ósteons) ou transversalmente (processo de quebra do osteon) à linha cimentante, ocorrendo o mecanismo de deflexão. Ao contrário, no corpo-de-prova circunferencial que, devido ao posicionamento de atuação da força, que é paralela à linha cimentante, a fratura se desenvolve com maior facilidade, tendo como mecanismo de endurecimento o ponteamento de ligamento inquebrável.

Estes dados estão de acordo com a literatura, a qual mostrou que quando existem trincas com tamanho superior a 500 μm , a resistência à fratura é cinco vezes maior quando a força incide no sentido transversal (quebra dos ósteons) do que no sentido longitudinal (divisão dos ósteons) (KOESTER et al., 2008). Este comportamento deve-se ao fato que a energia para propagação da trinca no sentido transversal é maior que no longitudinal dos ósteons.

Os maiores valores da tensão máxima foram para os corpos-de-prova ensaiados com velocidade de 0,033 mm/s. O aumento da taxa de deformação do corpo-de-prova aumenta a resistência à fratura do osso devido a ativação dos mecanismos de endurecimento. Este comportamento é observado quando a força aplicada é perpendicular ao ósteons. Quando a força é aplicada na direção longitudinal dos ósteons, o mecanismo de endurecimento não é tão efetivo e não há aumento da resistência mecânica com a elevação da taxa de deformação.

A TAB. 7.2 e a FIG. 7.4 com o gráfico apresentam os valores para as tensões máximas obtidos no ensaio de flexão em quatro pontos com velocidades de aplicação de 0,017 mm/s e 0,033 mm/s para os corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais sem entalhe. Não foi possível identificar diferença estatística significativa entre os valores obtidos dos corpos-de-prova com as mesmas posições de retirada no osso. Contudo, houve tendência da resistência mecânica dos grupos longitudinais serem maiores que para os circunferenciais. Este padrão de comportamento foi semelhante ao abordado nos parágrafos anteriores. Desta forma, independentemente da existência ou não de entalhe no corpo-de-prova, os corpos-de-prova longitudinais sempre apresentam maior resistência à fratura que os

circunferenciais. Outro fator, é que não há diferença significativa na resistência com a variação da velocidade entre os grupos de corpos-de-prova com o mesmo posicionamento de retirada.

TAB. 7.2 – Resistência à fratura (MPa) dos corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais sem entalhe, ensaiados a 0,017 mm/s e 0,033 mm/s.

Sem entalhe	0, 017 mm/s	Desvio Padrão	0, 033 mm/s	Desvio Padrão
Longitudinal	204, 01	39,29	207, 06	48,00
circunferencial	60,31	13,92	77, 52	32,13

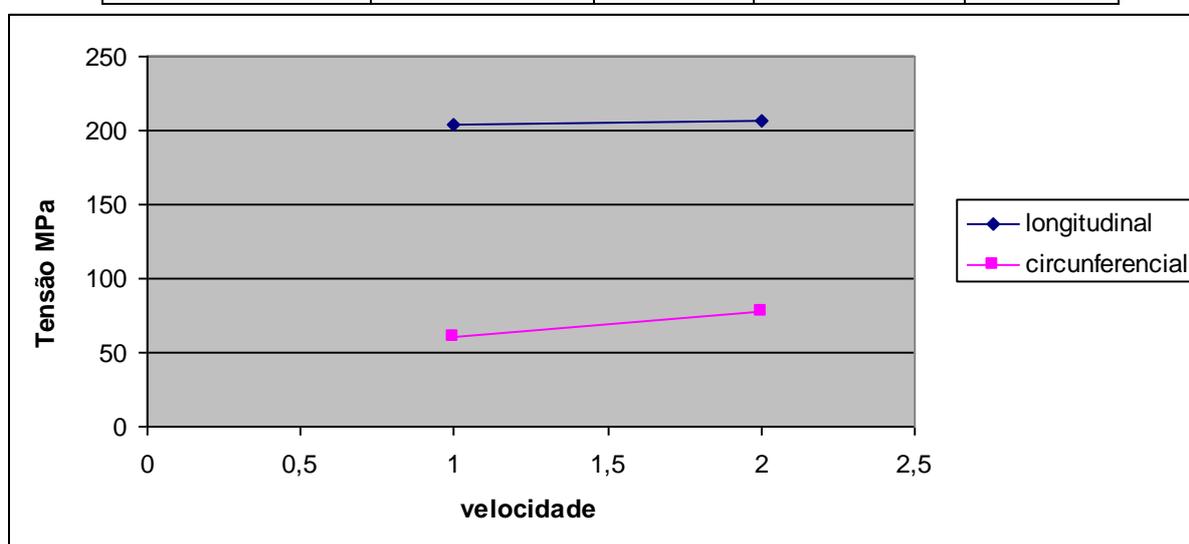


FIG. 7.4 – Variação da resistência à fratura com a velocidade do ensaio dos corpos-de-prova longitudinais e circunferenciais.

Mostra-se, na FIG. 7.5, que as microtrincas na linha de cimento estão alinhadas perpendicularmente à direção de deslocamento da trinca principal. A análise foi realizada mesma região do corpo-de-prova, com aumentos crescentes ao MEV. As microtrincas atuam como barreiras de delaminação e dificultam o crescimento das trincas maiores. Este mecanismo provoca o embotamento do crescimento da trinca principal, provoca desvios e cria tortuosidades da trinca. Com estes mecanismos as superfícies de fratura são extremamente rugosas e aumentam a resistência mecânica do osso.

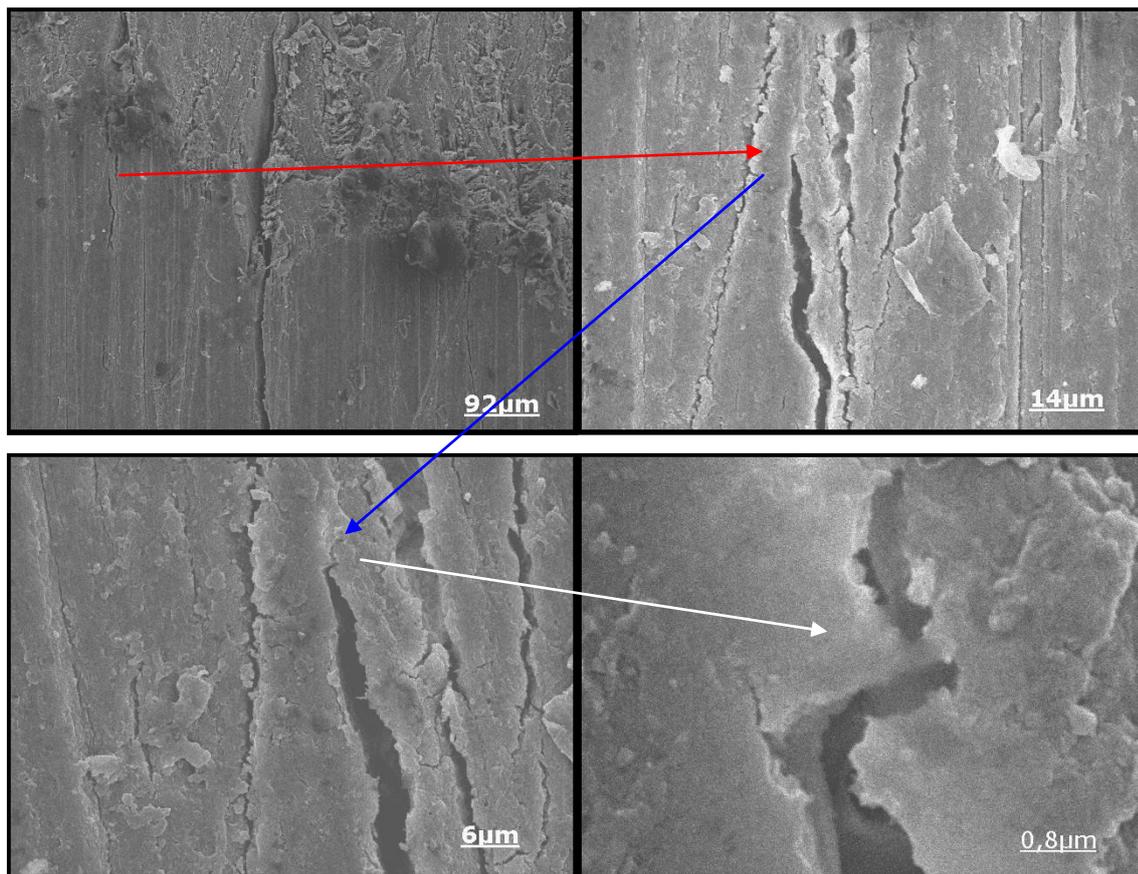


FIG. 7.5 - Mecanismos extrínsecos de endurecimento do osso, ponteamento e deflexão da trinca.

O aumento da velocidade de aplicação da carga nos corpos-de-prova circunferenciais com entalhe (vestibular ou interno) não aumentou a resistência à fratura em flexão. Contudo, para os corpos-de-prova longitudinais, a diferença foi de quatro vezes maior para o grupo com entalhe na vestibular e três vezes maior para o grupo com entalhe na face interna. Para o grupo longitudinal e circunferencial sem entalhe não houve diferença significativa entre as velocidades de 0,017 mm/s e 0,033 mm/s. Este efeito pode ser atribuído à presença do entalhe, pois com ele a trinca tem um ponto inicial que favorece o crescimento e propagação da trinca. No caso do grupo longitudinal, com os mecanismos de endurecimento de maior efetividade, ele se mostrou verdadeiro, corroborando resultados da literatura que relatam aumento na resistência. Já no grupo circunferencial com entalhe e os grupos longitudinal e circunferencial sem entalhe, este comportamento não é observado, pois a existência ou não da posição do entalhe não tem significância. Este efeito pode ser explicado nanoestruturalmente (BUEHLER, 2007). Dados da literatura

indicam que os mecanismos intrínsecos associados aos extrínsecos têm maior efetividade no aumento da resistência do corpo-de-prova longitudinal pela aplicação da força perpendicularmente aos ósteons.

A abordagem nanoestrutural se dá pela quebra de ligações de pontes de hidrogênio que ligam os peptídeos. A força necessária para quebrar as ligações de pontes de hidrogênio é altamente dependente da taxa de deformação (escalas de tempo), que fornece um mecanismo para dissipar a energia em rápido carregamento (ACKBAROW et al., 2007; KETEN e BUEHLER, 2008; KETEN e BUEHLER, 2008). Pode-se considerar essa quebra de ligações de pontes de hidrogênio como um efeito de viscoelasticidade. Isto sugere que a deformação plástica no osso deve também envolver mecanismos de larga escala, como deslizamento intermolecular que não seria reversível, salvo se a remodelação óssea ocorrer (LAUNEY et al., 2010). Como os mecanismos de endurecimento apresentam maior efetividade com os corpos-de-prova retirados na posição longitudinal, com a aplicação da força perpendicular aos ósteons, estes apresentarão maior resistência à fratura ocorrendo a presença ou não do entalhe e da posição do entalhe no corpo-de-prova. Entre as amostras do mesmo grupo, a resistência à fratura do corpo-de-prova longitudinal não apresentou diferença significativa em relação à posição do entalhe com a mesma velocidade de realização do ensaio.

7.2 TORÇÃO

Foram realizados testes de torção em corpo-de-prova retirados da cortical da diáfise da tíbia bovina para avaliar a influência da velocidade de torção e da taxa de deformação na resistência ao cisalhamento do osso cortical bovino.

Os valores da tensão máxima de cisalhamento relatados na literatura variam entre 3,65 e 7,5 MPa para osso trabecular e de 60,0 a 80,0 MPa para osso cortical. A diferença ocorre para condições de amostra diferentes, tais como espécie e região anatômica, bem como o método de ensaio (FORD e KEAVENY, 1996; MITTON et al., 1997; BRUYE'RE et al., 1999).

A resistência à fratura determinada no presente estudo variou de 23,54 MPa para o grupo circunferencial com ensaio realizado a 8,0 mm/s a 32,66 MPa para o

grupo longitudinal, com o ensaio realizado também a 8,0 mm/s. Estes valores são inferiores aos citados na literatura. Seriam esperados valores maiores, uma vez que com a técnica de preservação da porção elástica (colágeno) e hidratação que foi utilizada para a realização dos ensaios permitiria um comportamento o mais próximo possível do osso em condições fisiológicas. Estes dois fatores são de extrema importância para o aumento da resistência à fratura do osso, pois a porção orgânica do osso é formada pelas fibras colágenas que lhe conferem as propriedades elásticas e contribuem para a resistência a tração. Já o carbonato e o fosfato de cálcio que constituem a porção mineral, conferem a rigidez e a resistência à compressão. Desta forma, com a porção orgânica preservada do material permitiria uma maior deformação, e por assim fazer, resistir mais à fratura, atuando como o componente viscoelástico, não necessariamente elevando o valor da tensão de fratura.

O comportamento esperado foi verificado nos ensaios com as amostras de maior resistência, que é a aplicação da força perpendicularmente ao eixo longitudinal. Possivelmente, a técnica de preservação das amostras tenha sido ineficiente, com comprometimento da resistência das amostras, devido às perdas mineral e orgânica. Contudo, durante a análise no MEV, foi possível identificar resquícios de material orgânico, o que leva a acreditar na efetividade, pelo menos parcial, da técnica de preservação empregada (FIG. 7.6). Outra possível causa pode ser explicada com base na mecânica dos fluidos (KASRA e GRYPAS, 2007). A teoria afirma que, quando os fluidos ficam constrictos, há aumento na resistência do osso, principalmente no osso trabecular.

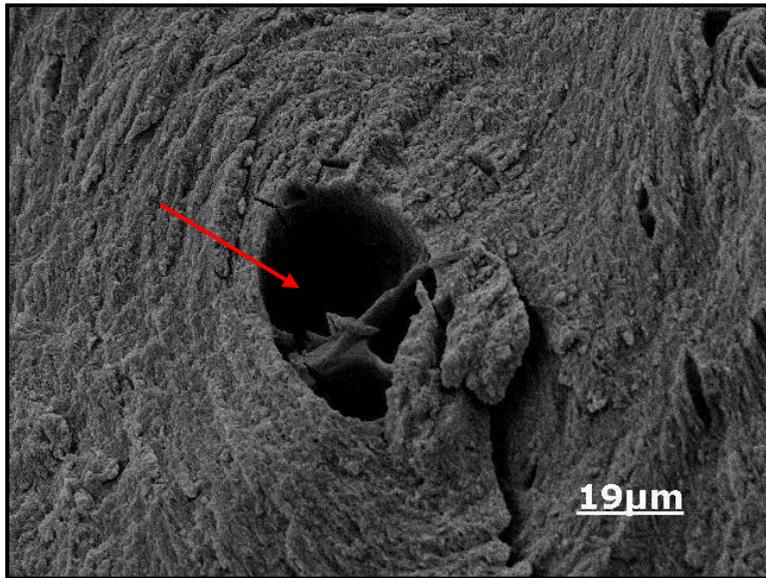


FIG. 7.6 – Morfologia da superfície de fratura em torção. Mostra-se uma provável artéria de nutrição preservada no interior do canal de nutrição. Ampliação em 1.000 vezes.

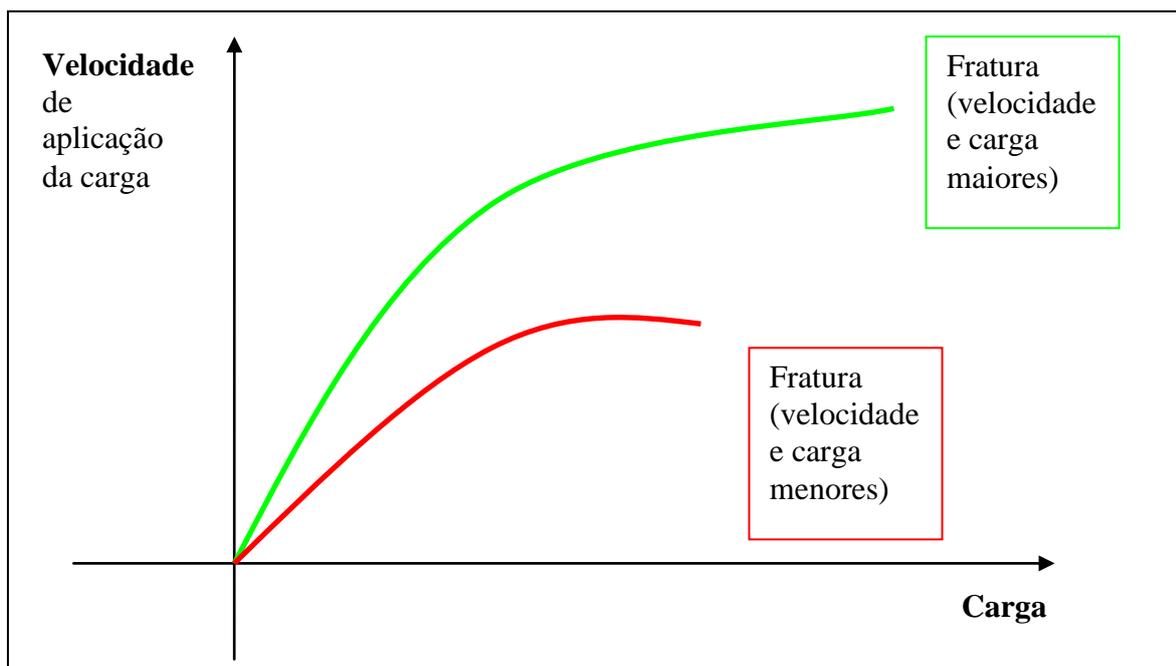


FIG. 7.7- Variação da carga de fratura com a velocidade de aplicação da carga.

Com base na teoria da viscoelasticidade do osso, o comportamento varia com a velocidade e duração da aplicação da carga. Segundo CHERKEV e BONIFASILISTA (2011), as propriedades mecânicas e capacidade de resistir à fratura dependem da organização estrutural do osso como uma composição hierárquica. Como mostrado na FIG. 7.7, para maiores velocidades de aplicação da carga, o

osso suporta cargas maiores. Para velocidades menores, o osso fratura com mais facilidade. Este mecanismo se mostrou verdadeiro para o grupo longitudinal, contudo, para o grupo circunferencial, os resultados apresentaram comportamento inverso. Com o aumento da velocidade de realização do ensaio, a fratura ocorreu com cargas menores, ao contrário do que mostra o gráfico da FIG. 7.7. Uma das possíveis causas para este comportamento é a 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.

No corpo-de-prova circunferencial, não ocorre aumento da resistência mecânica, uma vez que quando os ósteons são posicionados perpendicularmente ao longo eixo do corpo-de-prova, os mecanismos atenuadores da fratura não são acionados com efetividade. Os mecanismos atenuadores da falha do osso são as pontes de colágeno. A trinca progride sem obstáculos pelas linhas cimentantes entre os ósteons e a fratura ocorre com menor energia. Para a energia de fratura aumentar, é necessário que os ósteons fiquem com orientação mais favorável. Quando a carga é aplicada transversalmente aos ósteons, o mecanismo de proteção acompanha a velocidade de aplicação da carga e aumentando a velocidade de aplicação, os mecanismos de proteção são acionados e aumentam a resistência do osso. Quando o posicionamento dos ósteons é paralelo à direção de aplicação da carga, os mecanismos de endurecimento do osso são menos eficientes. O aumento da velocidade de ensaio não é acompanhado pela atuação dos mecanismos endurecedores e a propagação da trinca ocorre pelas linhas cimentantes entre os ósteons. Este comportamento reduz a resistência à fratura do osso e a carga necessária para a fratura é reduzida com o aumento da velocidade de torção.

Analisando-se os dados da TAB 7.3, pode-se observar que os comportamentos variam significativamente com a direção da preparação do corpo-de-prova (longitudinal ou circunferencial). À medida que a velocidade de ensaio aumenta, a resistência à torção das amostras cortadas na direção circunferencial reduz-se e a longitudinal aumenta. A diferença no comportamento é mais significativa para as velocidades maiores (8,0 mm/s). Para baixas taxas de carregamento, os comportamentos são semelhantes (1,0 mm/s e 1,5 mm/s).

Embora a velocidade do ensaio tenha aumentado em oito vezes (TAB 7.3), no grupo longitudinal o aumento do torque de fratura foi de apenas 1,45 vezes para o grupo com 8,0 mm/s comparado com o realizado com 1,0 mm/s, e o valor da tensão cisalhante aumentou em 1,20 vezes comparando-se os mesmos grupos. Comparando-se os resultados dos ensaios com os grupos circunferenciais ensaiados a 8,0 mm/s com os ensaiados a 1 mm/s, a redução do torque foi de 1,15 vezes e a tensão cisalhante reduziu em 1,17 vezes.

TAB. 7.3. – Torque e tensão cisalhante máxima na fratura em torção com diferentes velocidades.

Grupo	Torque (N.mm)	Tensão Cisalhante (MPa)
1-longitudinal 1 mm/s	591,45	27,02
2-longitudinal 1,5 mm/s	745,36	29,58
3-longitudinal 8 mm/s	859,65	32,66
4-Circunferencial 1 mm/s	696,21	27,76
5-Circunferencial 1,5 mm/s	636,72	25,31
6-Circunferencial 8 mm/s	603,4	23,54

O corpo-de-prova circunferencial número 2 foi ensaiado a uma velocidade de 1,5 mm/s e após o ensaio mecânico, a amostra foi analisada no MEV. As morfologias são mostradas nas FIG. 7.8, FIG. 7.9 e FIG. 7.10.

Pode-se associar a dispersão dos resultados obtidos dos ensaios de flexão e torção às diferenças entre as regiões de retirada dos corpos-de-prova, a morfologia, composição química, densidade e porosidade do osso. Os fatores associados à confecção dos corpos-de-prova, como a espessura e largura, também podem ter influenciado nos resultados, uma vez que pequenas variações alteram significativamente o resultado final do ensaio.

A dispersão poderá ser reduzida mediante avaliação prévia dos corpos-de-prova no que se refere a densidade e porosidade. Esta avaliação poderá ser realizada por meio de ensaios não destrutivos. Além disto, deve-se confeccionar corpos-de-prova com dimensões homogêneas para reduzir as variações na densidade e porosidade.

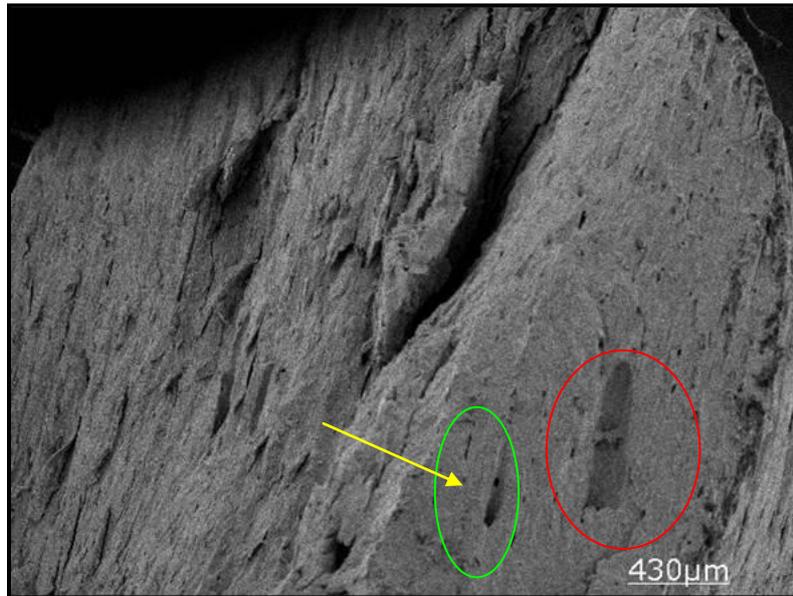


FIG. 7.8 - Morfologia do osso após o ensaio de torção com velocidade de 1,5 mm/s.

A superfície de fratura mostrada na FIG. 7.8 foi formada em um plano a 45 graus com a direção longitudinal da amostra, comportamento típico de fratura frágil em torção. 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. A superfície de fratura apresenta também canais de nutrição, locais por onde passam artérias e veias.

Pode-se observar na FIG. 7.8 a presença de canais de Harvers (círculo em verde) e de Wolkman (seta em amarelo). Os Canais de Wolkman não apresentam lamelas concêntricas. Observa-se, também, a presença de canais de nutrição (círculo vermelho) por onde passam artérias e veias que estão paralelos ao ósteons.

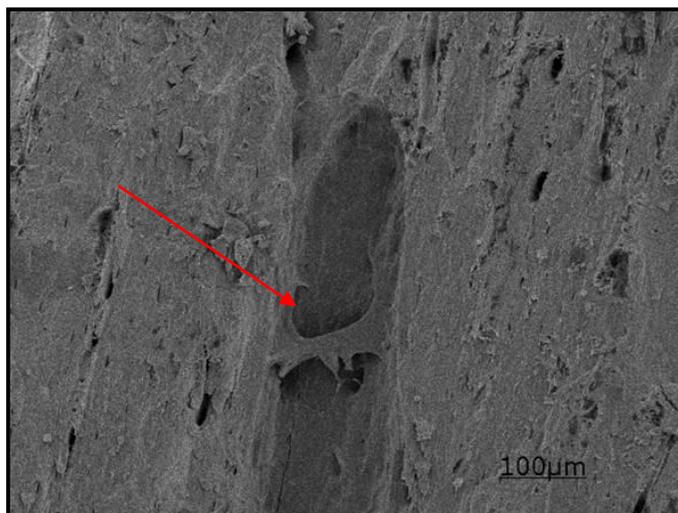


FIG. 7.9 - Superfície de fratura após o ensaio de torção. Pode-se observar a região do canal de nutrição com uma "ponte/alicerce" (seta em vermelho). Estes canais funcionam como porosidades, diminuem a densidade óssea e reduzem a resistência mecânica do osso.

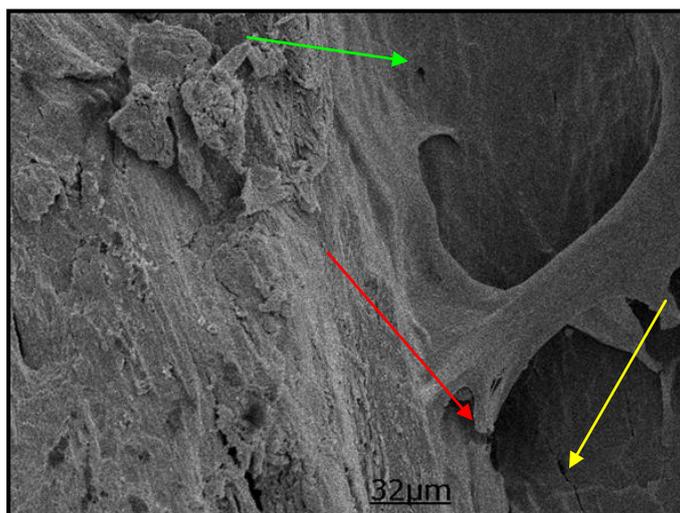


FIG. 7.10 – Mesma região da FIG. 7.9 com maior aumento. Pode-se observar o rompimento de parte da estrutura de reforço no interior do canal de nutrição (seta vermelha), trincas (seta amarela) e aberturas dos canais de Wolkman no leito do canal de nutrição (seta verde). É possível perceber a diferença de textura na superfície do leito do canal de nutrição (mais lisa) e fora dele (mais rugosa), que é a região que sofreu fratura.

O mecanismo de reforço denominado alicerce ou ponte neste texto, foi encontrado no interior dos ossos longos como apresentado na FIG. 7.11, e em cavidades no osso cortical (FIG. 7.10). Esta estrutura posicionada transversalmente

pode estar relacionada diretamente com o aumento da resistência mecânica em áreas mais aeradas.

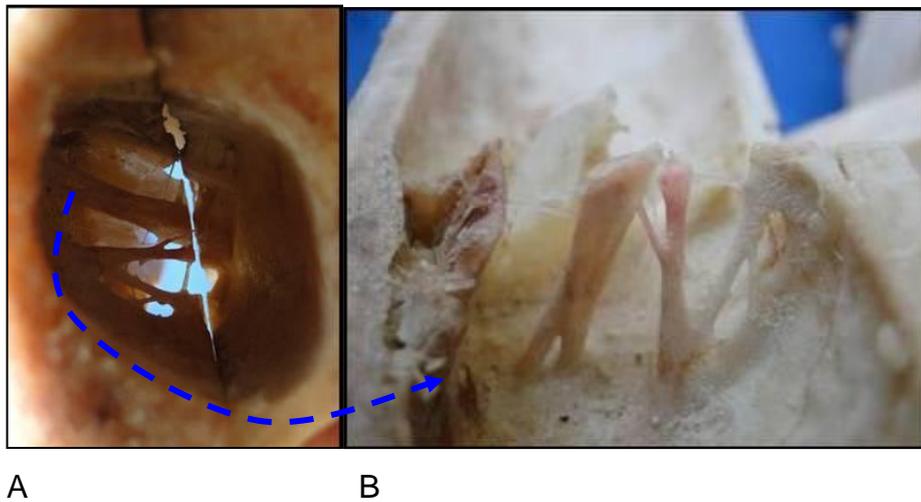


FIG. 7.11 - (A) interior da diáfise de osso longo seccionado com as duas partes em posição mostrando as pontes/alicerces de reforços. (B) Mostra-se apenas uma das partes para melhor visualização das mesmas estruturas ósseas, com a figura rotacionada para a direita (seta tracejada azul).

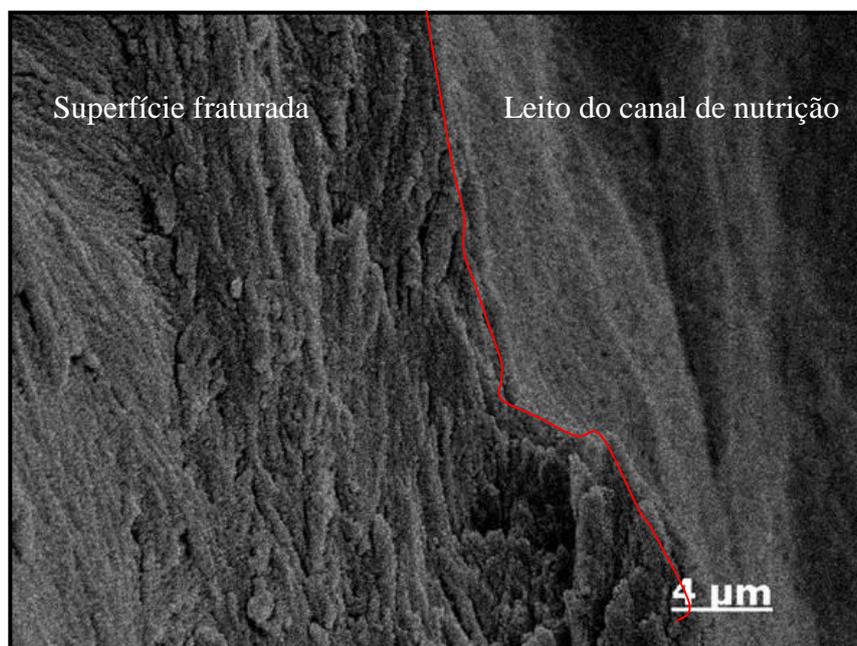


FIG. 7.12 - Superfície de fratura em torção. Região limite entre as regiões externa e interna do canal de nutrição (linha em vermelho).

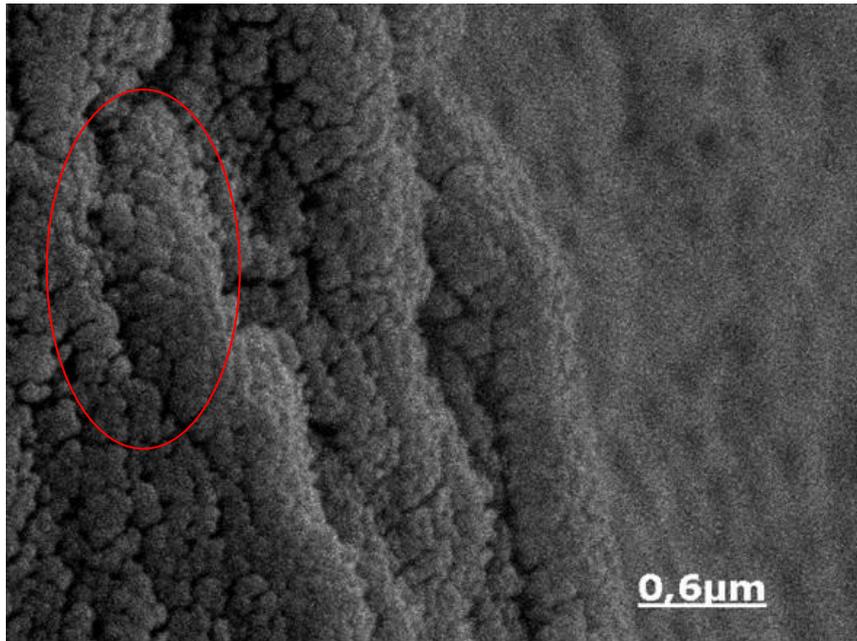


FIG. 7.13 – Mostra-se o arredondamento da superfície fraturada.

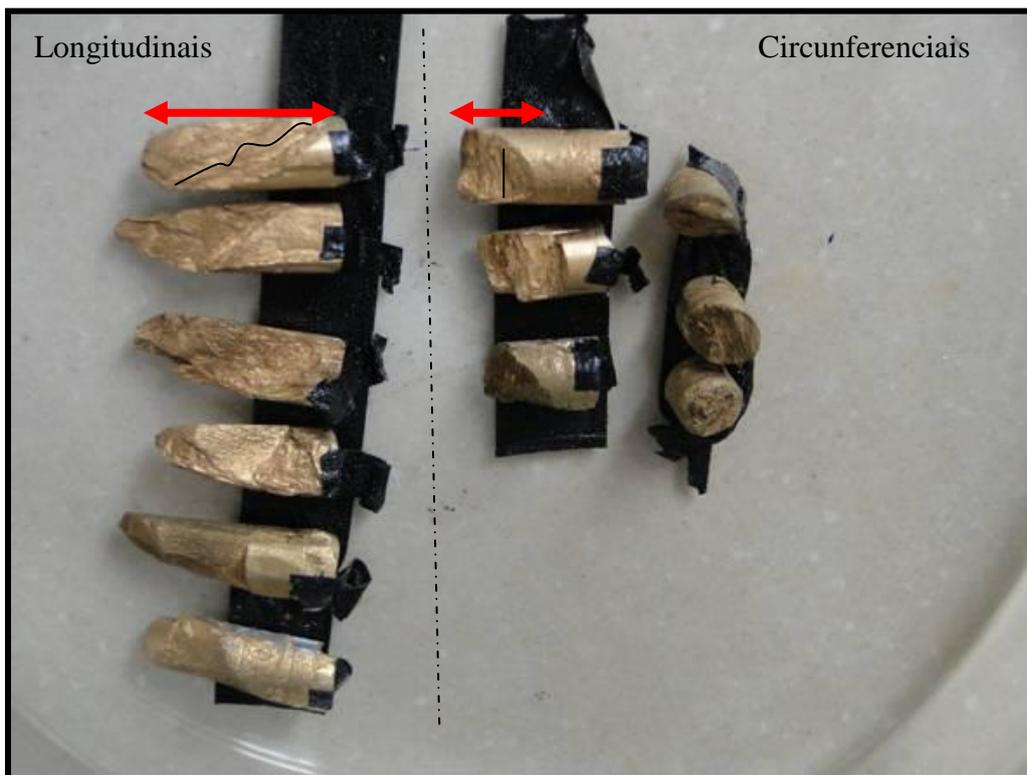


FIG 7.14 – Aspectos característicos da forma dos corpos-de-prova após o ensaio de torção.

Pode-se observar diferenças macroscópica no comportamento da fratura do corpo-de-prova longitudinal em relação ao circunferencial. No corpo-de-prova

longitudinal, a área de fratura se estende por uma distância maior ao longo do corpo-de-prova. Nos corpos-de-prova circunferenciais, a fratura ficou mais restrita, como pode ser observado pela marcação em vermelho na FIG. 7.14. O caminho da trinca é diferente entre os dois tipos de corpo-de-prova.

Os canais de Harvers podem ser entendidos com unidades estruturais que conferem maior resistência do osso na direção longitudinal. Com a aplicação de forças na direção paralela aos canais de Harvers, ocorre a atuação dos mecanismos de endurecimento que bloqueiam e desviam a direção de deslocamento da trinca. O caminho de menor resistência é a linha de cimentação entre os canais Harvesianos (ou ósteons), por onde a trinca se propaga com menor resistência. Quando a trinca encontra os defeitos (Canais de Wolkman, canais de nutrição, áreas de reabsorção e neoformação óssea) sua direção de deslocamento é alterada ou sua propagação é interrompida. No corpo-de-prova longitudinal, a trinca se propaga longitudinalmente formando planos de fraturas paralelos ao longo eixo, como mostra a linha em preto na FIG 7.14. Já nos corpos-de-prova circunferenciais, devido a posição dos ósteons estarem perpendiculares ao longo eixo, a propagação da trinca ocorre com menor esforço e paralelas a eles, gerando menores áreas de fratura do que na direção longitudinal.

Em todos os corpos-de-prova circunferenciais, a superfície de fratura foi na direção de 45 graus em relação ao eixo longitudinal das amostras (FIG. 7.15).

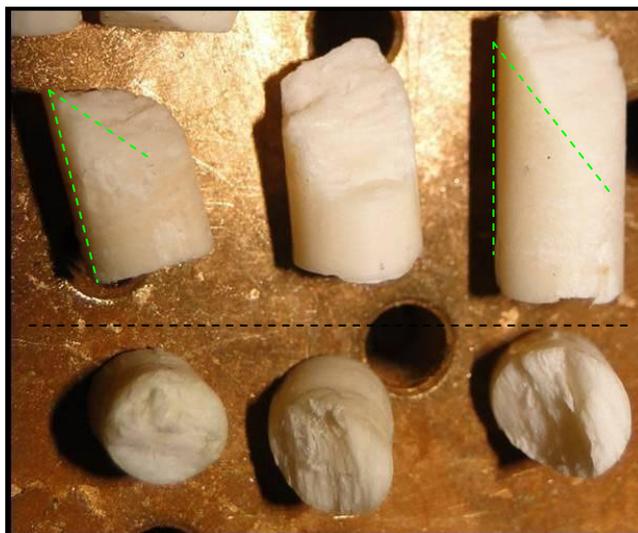


FIG. 7.15 – Superfície dos corpos-de-prova circunferenciais após os ensaios de torção. A linha tracejada em verde representa o ângulo formado pela superfície de fratura e o eixo longitudinal da amostra.

As superfícies externas dos corpos-de-prova, após o ensaio de torção, variaram com a direção de corte das amostras. As amostras cortadas na direção longitudinal da tíbia foram mais lisas do que as cortadas circunferencialmente. O segundo grupo apresentou microtrincas e escamas. Este comportamento pode estar associado às direções das trincas que foram entre os ósteons, laminando-os.

Durante o ensaio de torção, as tensões cisalhantes promovem a "delaminação" do osso e, a cada mudança de plano, formam "lascas", que são grupos de fibras colágenas mineralizadas que, uma vez arrumadas espacialmente, formam as lamelas em torno do ósteons, como pode ser observado nas FIG. 7.16 e FIG. 7.17.

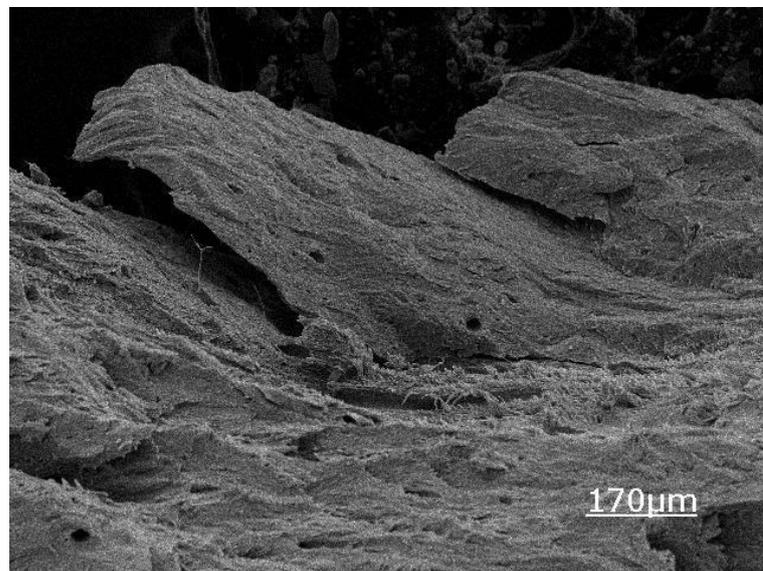


FIG. 7.16 - Superfície de fratura. Fibras colágenas mineralizadas, lasqueamento da estrutura óssea pela aplicação da força no ensaio de torção. Pode-se observar ósteons e fraturas.

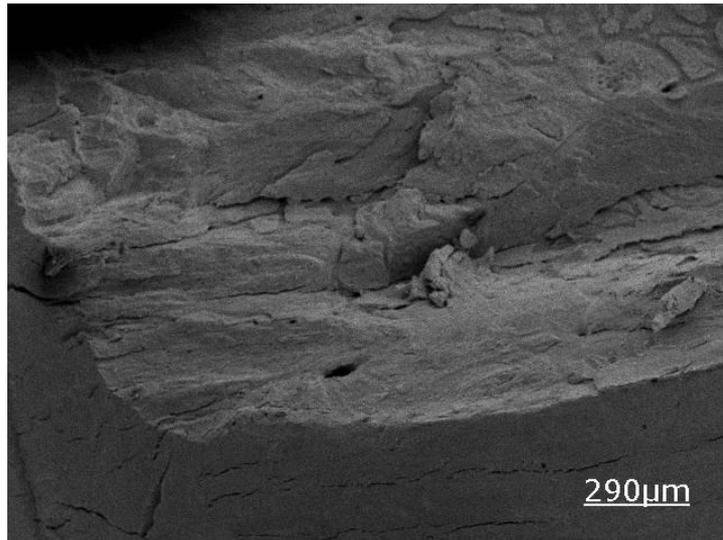


FIG. 7.17 - Superfície externa do corpo-de-prova com trincas acompanhando o plano dos Canais de Harvers. Superfície da fratura com planos mais lisos que a trinca percorreu e separou os fragmentos pelas linhas cimentantes, uma vez que os ósteons se encontram transversais ao longo eixo do corpo-de-prova. As superfícies mais irregulares são as regiões que a trinca mudou de plano.

Nos corpos-de-prova longitudinais, a fratura ocorreu na direção longitudinal do corpo-de-prova. Na FIG. 7.18, pode-se observar o aspecto dos corpos-de-prova fraturados após a deposição de ouro na sua superfície para a análise no MEV. Para os quais não há a formação do ângulo próximo a 45° pois, nos corpos-de-prova longitudinais que sofreram torção, a trinca o percorre praticamente em toda sua extensão.



FIG 7.18 – Aspecto do corpo-de-prova longitudinal submetido ao ensaio de torção.

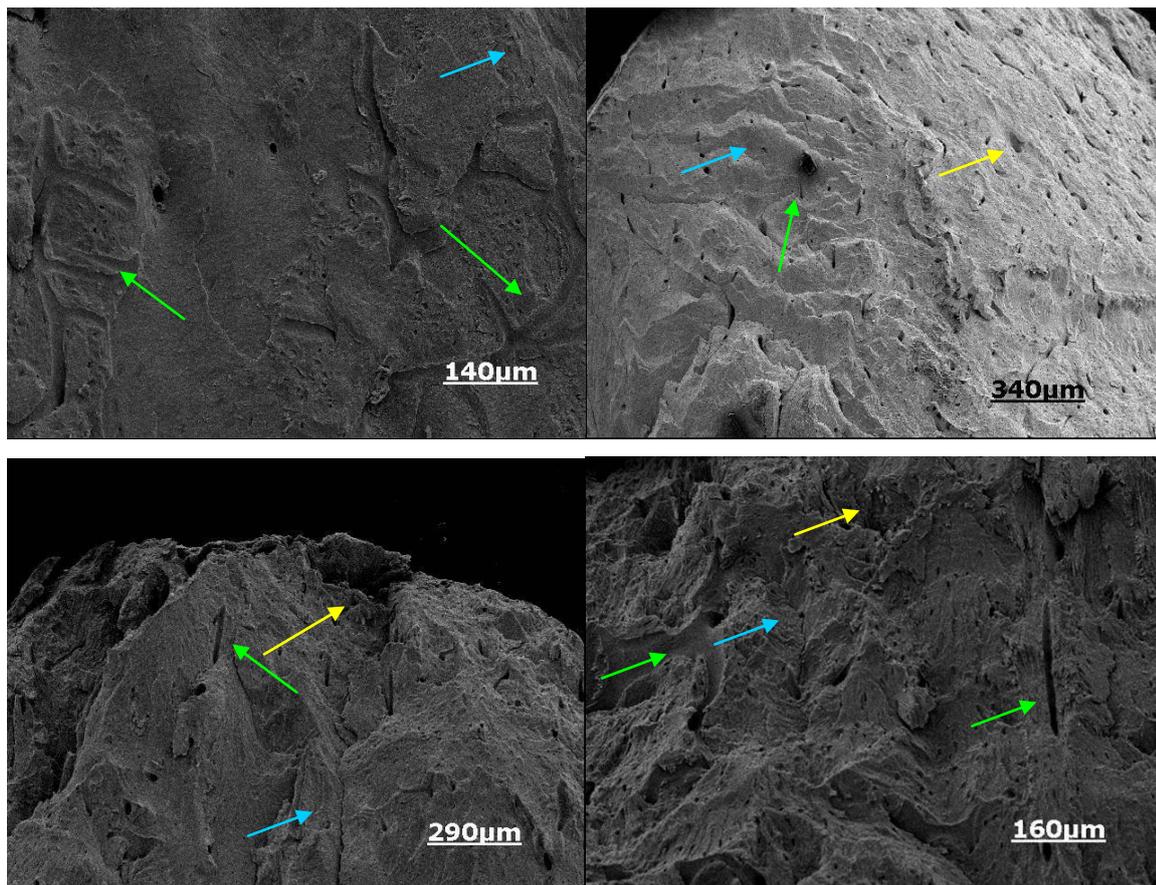


FIG. 7.19 – Superfície de fratura de diferentes corpos-de-prova longitudinais que foram submetidos ao ensaio de torção. Pode-se identificar diversos canais de nutrição fraturados (setas verdes), ósteons (setas amarelas), mudança de direção da trinca, que se observa pela mudança do plano na superfície de fratura (setas azuis).

Comparando-se as morfologias das superfícies de fratura dos corpos-de-prova circunferenciais (FIG. 7.14 e FIG. 7.15) com os longitudinais (FIG. 7.18) pode-se observar diferenças significativas. Os longitudinais apresentaram superfície de fratura mais planificada que por vezes, se estendem por todo corpo de prova. Isto se deve ao posicionamento longitudinal dos canais de Harvers no corpo-de-prova. Nesta situação, quando as forças incidem nas amostras, inicia a atuação dos mecanismos extrínsecos que atuam no comprimento micro e acima de 1 μm . Prevalcem os mecanismos de deflexão da trinca e formação das pontes inquebráveis que induzem a mudança de direção da trinca e mudança de plano de propagação. A linha cimentante é o caminho de menor resistência para a propagação da trinca. Quando a trinca chega a esta região, ela se propaga gerando

as superfícies mais planificadas. Quando a trinca se propaga transversalmente em um canal de Harvers, a superfície se torna mais irregular.

A FIG. 7.20 é um exemplo de como a mudança de direção da força aplicada gera comportamento diferente na superfície de fraturada. O mecanismo intrínseco de aumento da resistência à fratura afeta o início e o crescimento da trinca. O mecanismo de deformação é inelástica, não recuperável, que consiste na ruptura das fibrilas colágenas e viscoplasticidade. Em escala submicrométrica e em escalas um pouco maiores, pode-se observar a presença das microfissuras. Este efeito pode ser visualizado nas microfissuras e no aspecto de alongamento antes da fratura das fibrilas colágenas.

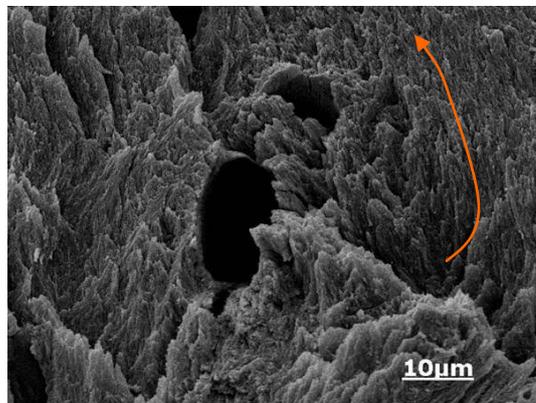


FIG. 7.20 – Morfologia da superfície de fratura de um corpo-de-prova longitudinal. Pode-se observar trincas partindo do canal de nutrição em três direções distintas, dividindo a região fraturada em três setores.

Os canais de nutrição, Canais de Harvers e de Wolkman funcionam como defeitos, e atuam de forma antagônicas na nucleação e propagação da trinca como mostra FIG 7.21. 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).

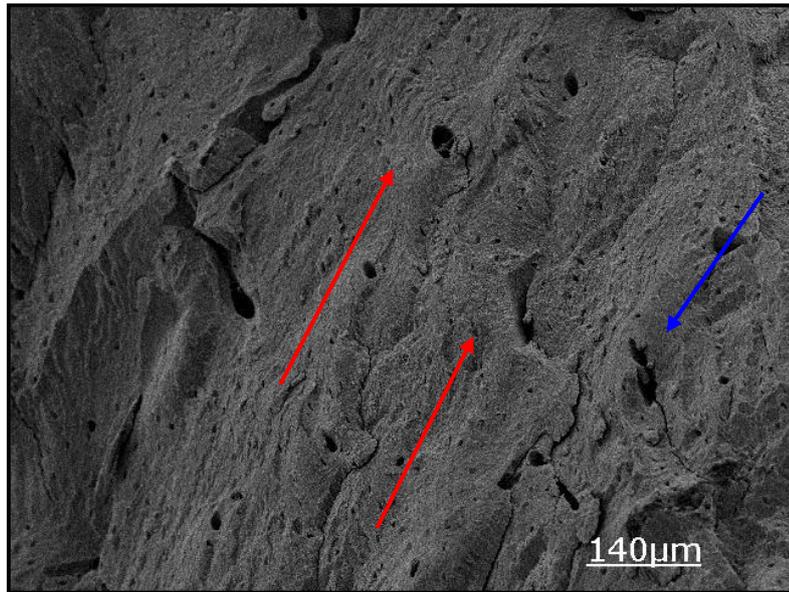


FIG. 7.21 - Superfície de fratura de corpo-de-prova longitudinal submetido ao ensaio de torção. Pode-se observar as trincas partindo de canais de nutrição (seta azul) e mecanismos de deflexão da trinca (seta vermelha).

Os resultados obtidos no presente trabalho podem ser aproveitados em aplicações clínicas no caso de instalação de enxertos ósseos em bloco alógenos. Neste caso, a indicação de instalação dos blocos seria na posição em que a força originada dos implantes incidisse na direção de maior resistência mecânica, ou seja, perpendicular aos ósteons. Contudo, para que o dentista possa utilizar esta técnica, é necessário que conste nas embalagens informações descrevendo com precisão a posição de retirada do bloco ósseo da área doadora.

8 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir:

A) Quanto às propriedades em torção.

1. Quanto maior a velocidade do ensaio, maior a resistência dos corpos-de-prova cortados na direção longitudinal da tíbia bovina;
2. A velocidade do ensaio não influencia na resistência à fratura dos corpos-de-prova cortados na direção circunferencial da tíbia bovina;
3. A resistência à fratura em torção depende da estrutura do osso e da orientação dos ósteons, os quais atuam como mecanismos de reforço no tecido ósseo cortical.

B) Quanto às propriedades em flexão.

4. A resistência à fratura depende da orientação da aplicação da força em relação à orientação dos ósteons;
5. Os corpos-de-prova submetidos à aplicação da força na direção perpendicular ao longo eixo dos ósteons apresentaram maior resistência à fratura e a posição do entalhe no corpo-de-prova não exerce influência significativa;
6. Nos ensaios com os corpos-de-prova cortados na direção longitudinal da tíbia, com a força aplicada perpendicularmente aos ósteons, a variação da velocidade de ensaio influencia na resistência à fratura;
7. Nos ensaios com os corpos-de-prova cortados na direção circunferencial da tíbia e a força aplicada é paralelamente aos ósteons, a variação da velocidade de ensaio não influencia significativamente na resistência à fratura.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACKBAROW, T.; CHEN, X.; KETEN, S.; BUEHLER, M.J. **HIERARCHIES, Multiple energy barriers, and robustness govern the fracture mechanics of alpha-helical and beta-sheet protein domains.** Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 2007, 104:16410–15.
- ASCENZI, A., BONUCCI, E. **The tensile properties of single osteons.** Anat Rec 1967, 158: 375-386.
- ASCENZI, A.;BONUCCI, E.;GENERALI, P.;RIPAMONTI, A.;ROVERI N. **Orientation of apatite in single osteon samples as studied by pole figures.** Calcif. Tissue Int. 1979, 29:101–5.
- ASHMAN R. B., COWIN S. C., VAN BUSKIRK W. C., RICE J. C. **A continuous wave technique for measurement of the elastic properties of cortical bone.** J Biomech, 1984,17:349–361.
- ASHMAN, R.B., CORIN, J.D., TURNER, C.H., **Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique.** Journal of Biomechanics. 1987: 20 : 979–986.
- 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.
- AUGAT, P., LINK, T., LANG, T.F., LIN, J.C., MAJUMDAR, S., GENANT, H.K. **Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations.** Medical Engineering & Physics.1998, 20: 124–131.
- BENTO, D. A. **Análise de resistência mecânica em implantes de osso: um enfoque numérico e experimental.** 2003. 158 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- BEZERRA, F. J. B.. **Acidentes e complicações em técnicas reconstrutivas** In: Fábio José Barbosa Bezerra; Ariel Lenharo. Terapia Clínica Avançada em Implantodontia. São Paulo: Artes Médicas, 2002, p. 291-313. ISBN: 8574040592.
- BIENFAIT, M. **As bases da fisiologia da terapia manual.** Tradução Ângela Santos. São Paulo: Summus, 2000. ISBN 8532307477.
- BRUYE'RE, K., DUMAS, R., RUMELHART, C., ARLOT, M.E. **Mechanical characterization in shear of human femoral cancellous bone: torsion and shear tests.** Medical Engineering & Physics. 1999, 21: 641–649.
- BUEHLER, M.J. **Molecular nanomechanics of nascent bone: fibrillar toughening by mineralization.** Nanotechnolog. 2007 18:295102.

- CHERKAEV, E.; BONIFASI-LISTA, C. **Characterization of structure and properties of bone by spectral measure method.** Journal of Biomechanics. 2011, 44:345-351.
- COWIN SC. **Bone mechanics handbook**, 2nd ed., CRC Press, Boca Raton, FL. 2001.
- CURREY, J.D. **The design of mineralised hard tissues for their mechanical functions.** J. Exp. Biol. 1999, 202:3285–94.
- 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;45:474-477
- DONATI, D.; GAGLIARD, S.; CAPANNA, R.; **Innesti elettroplastici utilizzati in giovani pazienti trattati con osteomia del tetto acetabolare.** Chir Organi Mov. 1990, 75: 59-65.
- DUNLOP, J. W. C.; FRATZL, P. **Biological Composites.** Annu. Rev. Mater. Res. 2010, 40:1–24
- ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. **Materiais Dentários Ensaio Mecânicos.**São Paulo: Editora Santos, 2007. ISBN 9788572886369.
- EVANS, F. G. **Mechanical Properties of Bone.** Illinois, USA. Charles C. Thomas Publisher. 1973fr.
- FENG, X.;McDONALD, J. M. **Disorders of Bone Remodeling.** Annu. Rev. Pathol. Mech. Dis. 2011, 6:121–45.
- FORD, C.M., KEAVENY, T.M. **The dependence of shear failure properties of trabecular bone on apparent density and trabecular orientation.** Journal of Biomechanics. 1996, 29: 1309–1317.
- FRATZL, P.; GROSCHNER, M.; VOGL, G.; PLENK, H.; ESCHBERGER, J.; et al.. **Mineral crystals in calcified tissues: a comparative study by SAXS.** J. Bone Miner. Res. 1992, 7:329–34.
- FRATZL, P.; GUPTA, H.S.; PASCHALIS, E.P.; ROSCHGER, P.; **Structure and mechanical quality of the collagenmineral nano-composite in bone.** J. Mater. Chem. 2004, 14:2115–23.
- FRATZL, P.; WEINKAMER, R. **Nature's hierarchical materials.** Prog. Mater. Sci. 2007, 52:1263–334.
- GIRAUD-GUILLE, M.M. **Twisted plywood architecture of collagen fibrils in human compact-bone osteons.** Calcif. Tissue Int. 1988, 42:167–80.

- HARRIGAN, T.P., JASTY, M., MANN, R.W., HARRIS, W.H. **Limitations of the continuum assumption in cancellous bone.** *Journal of Biomechanics*. 1988. 21, 269–275.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. Tecido ósseo. In. **Histologia básica**. 10ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- KASRA, M., GRYNPAS, M.D., **On shear properties of trabecular bone under torcional loading: Effects of bone marrow and strain rates.** *Journal of Biomechanics*. 2007, 40: 2898-2903.
- KETEN, S.; BUEHLER, M.J. **Asymptotic strength limit of hydrogen-bond assemblies in proteins at vanishing pulling rates.** *Phys. Rev. Lett.* 2008, 100:198-301.
- KETEN, S.; BUEHLER, M.J. **Strength limit of entropic elasticity in beta-sheet protein domains.** *Phys. Rev.E.* 2008, 78:061-913.
- KOESTER, K.J.; AGER, J.W.; RITCHIE, R.O. **The true toughness of human cortical bone measured with realistically short cracks.** *Nat. Mater.* 2008, 7:672–77.
- KRUZIC, J.J., RITCHIE, R.O., **Fatigue of mineralized tissues: Cortical bone and dentin.** *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2006,1, 3-17.
- KÜBLER, N.; REUTHER, J.; KIRCHNER, T. Osteoconductive **moephologic and biomechanical properties of autolyzed , antigen-extracted, allogeneic human bone.** *J Oral Maxillofac Surg.* 1993., 51: 1346-1357.
- LANDIS, W.J.; HODGENS, K.J.; ARENA, J.; SONG, M.J.; MCEWEN, B.F. **Structural relations between collagen and mineral in bone as determined by high voltage electron microscopic tomography.** *Microsc. Res. Tech.* 1996, 33:192–202.
- LANDIS, W.J.; HODGENS, K.J.; SONG, M.J.; ARENA, J.; KIYONAGA, S., et al.. **Mineralization of collagen may occur on fibril surfaces: evidence from conventional and high-voltage electron microscopy and threedimensional imaging.** *J. Struct. Biol.* 1996, 117:24–35.
- LAUNEY, M.E.; BUEHLER, M.J; RITCHIE, R.O. **On the mechanistic origins of toughness in bone.** *Annu. Rev. Mater. Res.* 2010, 40:25-53.
- LETTY, S.; SEEDHOM, B. B.; BERRY, E. et al. **Quality assessment of the cortical bone of the human mandible.** *Bone, New York*, 2003, 32:35-44,.
- MARTIN R. B.; BOARDMAN D. L. **The effects of collagen fiber orientation, porosity, density and mineralization on bone bending properties.** *J. Biomech.*, Great Britain, 1993, 26:1047-54.

- MARTIN, R.B.; BURR, D. B., SHARKEY, N.A. **Skeletal Biology**. In:____ Skeletal Tissue Mechanics. EUA: Springer, 1998. cap. 2, p. 29-78.
- MARTIN, R. B.; ISHIDA, J. **The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength**. J. Biomech., Great Britain, 1989, 22: 419-426.
- MATTOS, F.R.; MOTTA, S.H.G.; BARROS, M.B.; et al. **Enxerto de osso homólogo e sua aplicabilidade na Implantodontia**. ImplantNews. 2011, 8: 58 – 66.
- MAUCH, M.; CURREY, J.D.; SEDMEN, A.J. **Creep fracture in bones with different stiffnesses**. **Journal of Biomechanics**. 1992, 25:11-16.
- MEYERS, M.A.; CHEN, P.Y.; LIN, A.Y.M.; SEKI, Y. Biological materials: structure and mechanical properties. Prog. Mater. Sci. 2008, 53:1–206.
- MITTON, D., RUMELHART, C., HANS, D., MEUNIER, P.J. **The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes**. Medical Engineering & Physics. 1997, 19: 464–474.
- MORA, F. A. R., **Fabricação de implantes ortopédicos a partir da usinagem de osso humano**. 2000. 249 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- NALLA, R.K.; KRIZIC, 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 – 1260.
- NALLA, R.K.; KINNEY, J.H.; RITCHIE, R.O. **Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone**. Nat Mater, 2003, 2: 164 – 168.
- NALLA, R.K.; STÖLKEN, J.S.; KINNEY, J.H.; RITCHIE, R.O. **Fracture in human cortical bone: local fracture criteria and toughening mechanisms**. Journal of Biomechanics, 2005, 3:1517–1525.
- PARSAMIAN, G.P.; NORMAN, T.L. **Diffuse damage accumulation in the fracture process zone of human cortical bone specimens and its influence on fracture toughness**. J. Mater. Sci. Mater. Med. 2001. 12:779–83
- PETERSON, J; WANG, Q.; DECHOW, P.C. **Material Properties of the Dentate Maxilla**. The Anatomical Record, 2006, Part A 288A: 962–972.
- REILLY, D. T.; BURSTEIN, A. H. **The elastic and ultimate properties of compact bone tissue**. Journal of Biomechanics. 1975: V. 8: 393-396.

- RHO, J.Y.; KUHN-SPEARING, K.; ZIOUPOS, P. **Mechanical properties and the hierarchical structure of bone.** Medical Engineering & Physics, 1998, 20: 92-102.
- RHO, J.Y.; ZIOUPOS, P.; CURREY, J.D.; PHARR, G.M. **Variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation.** Bone. 1999, 25:295–300.
- RICHMOND BG, WRIGHT BW, GROSSE I, DECHOW PC, ROSS CF, SPENCER MA, STRAIT DS. **Finite element analysis in functional morphology.** Anat Rec, 2005, 283A:259–274.
- RUBIN, M.A.; RUBIN, J.; JASIUK, W.. **SEM and TEM study of the hierarchical structure of C57BL/6J and C3H/HeJ mice trabecular bone.** Bone. 2004, 35:11–20.
- SCHWARTZ-DABNEY, C.L.; DECHOW, P.C. **Variations in cortical material properties through the human dentate mandible.** Am J Phys Anthropol, 2003, 120: 252–277.
- SENDYK, C. L.; SENDYK, W. R. ; JAHN, R. S. . **Enxertos ósseos para reconstrução da maxila posterior atrofica.** In: Maurício Rebello Moreira Querido; Yu Li Fan. (Org.). Implantes Osseointegrados Inovando Soluções. São Paulo: Artes Médicas - Divisão Odontológica, 2004, p. 115-137. ISBN: 85376700092.
- SICHER H, DUBRUL L. **Oral anatomy**, 5th ed. St. Louis, MO: C.V. Mosby. 1970.
- SKEDROS, J.G.; HOLMES, J.L.; VAJDA, E.G; BLOEBAUM, R.D. **Cement lines of secondary osteons in human bone are not mineral-deficient: new data in a historical erspective.** Anat. Rec. A 2005, 286:781–803
- SOUTHARD KA, SOUTHARD TA, SCHLECHTE J, MEIS P.. **The relationship between the density of the alveolar processes and that of post-cranial bone.** J Dent Res, 2000,79:964–969.
- STRAIT, D.S., WANG ,Q., DECHOW, P.C., ROSS, C.F., RICHMOND, B.G., SPENCER, M.A., PATEL, B.A. **Modeling elastic properties in finite element analysis: how much precision is needed to produce an accurate model?** Anat Rec, 2005,283A: 275–287.
- TRIPLETT, R. G.; SCHOW, S. R. **Autologous bone grafts and endosseous implants: Complementary techniques.** Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1996: 54: 486-494.
- VASHISHTH, D., BEHIRI,J.C., BONFIELD,W. **Crack grow resistance in cortical bone: Concept of microcrack toughening.** Journal of Biomechanics, 1997,30: 763-769.

- VASHISHTH, D.; TANNER, K.E.; BONFIELD, W. **Contribution, development and morphology of microcracking in cortical bone during crack propagation.** J. Biomech. 2000. 33:1169–74.
- VASHISHTH, D.; TANNER, K.E.; BONFIELD, W. **Experimental validation of a microcracking-based toughening mechanism for cortical bone.** J. Biomech. 2003. 36:121–24.
- WANG Q.; DECHOW, P.C.. **Variations in cortical material properties of baboon mandibles.** Am J Phys Anthropol, 2004,38(Suppl):203.
- WANG, X., GUYETTE, J., LIU, X., ROEDER, R.K., NIEBUR, G.L., **Axial–shear interaction effects on microdamage in bovine tibial trabecular bone.** European Journal of Morphology . 2005. 42: 61–70.
- WANG, R.; GUPTA, H.S. **Deformation and Fracture Mechanisms of Bone and Nacre.** Annu. Rev. Mater. Res. 2011, 41:1–33.
- WEINER, S.; TRAUB, W.; WAGNER, H.D. **Lamellar bone: structure-function relations.** J. Struct. Biol. 1999, 126:241–55.
- ZIMMERMANN, E.A.; LAUNEY, M.E.; BARTH, H.B.; RITCHIE, R.O. **Mixed-mode fracture of human cortical bone.** Biomaterials. 2009, 30:5877–84.
- ZIOUPOS P, CURREY J.D. **The extent of microcracking and themorphology of microcracks in damaged. bone.** J. Mater. Sci. 1994. 29:978–86.