

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

**Resistência Mecânica e Tenacidade à
Fratura do Osso Cortical Bovino**

Autora: Maria de Castro Monteiro Loffredo

Orientador: Prof. Dr. Itamar Ferreira

71/2006

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DOS MATERIAIS**

Resistência Mecânica e Tenacidade à Fratura do Osso Cortical Bovino

Autora: Maria de Castro Monteiro Loffredo

Orientador: Prof. Dr. Itamar Ferreira

Curso: Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Materiais

Dissertação de mestrado acadêmico apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2006
SP – Brasil

IDADE BC
CHAMADA T/UNICAMP
L826r
EX _____
MBO BC/ 70610
DC. 16.P.00123.06
B _____
EQO 11.00
A 17/11/06
ID 391788

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

L826r Loffredo, Maria de Castro Monteiro
Resistência mecânica e tenacidade à fratura do osso cortical bovino / Maria de Castro Monteiro Loffredo. -- Campinas, SP: [s.n.], 2006.

Orientador: Itamar Ferreira.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Ossos. 2. Propriedades mecânicas. 3. Resistência dos materiais. 4. Mecânica da fratura. 5. Fractografia. I. Ferreira, Itamar. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Título em Inglês: Mechanical strength and fracture toughness of cortical bovine bone.

Palavras-chave em Inglês: Mechanical properties; Cortical bone; Strength; Fracture toughness; Fractography

Área de concentração: Materiais

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Rinaldo Roberto de Jesus Guirro e Cecília Zavaglia

Data da defesa: 27/07/2006

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DOS MATERIAIS**

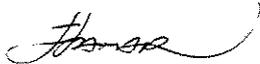
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Resistência Mecânica e Tenacidade à
Fratura do Osso Cortical Bovino**

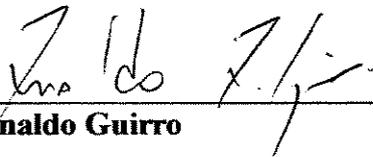
Autora: Maria de Castro Monteiro Loffredo

Orientador: Prof. Dr. Itamar Ferreira

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:



Prof. Dr. Itamar Ferreira, Presidente
Unicamp



Prof. Dr. Rinaldo Guirro
Unimep



Prof. Dr. Cecília Zavaglia
Unicamp

Campinas, 27 de julho de 2006

Dedicatória:

Dedico este trabalho aos meus pais e irmãs.

Agradecimentos

Este trabalho teve a contribuição de muitas pessoas e Instituições, a quem devo agradecer especialmente:

Ao meu orientador, Itamar Ferreira, pela fiel confiança e estímulo que me ofereceu a concluir o tema deste estudo e principalmente por acreditar na ousadia de trabalhar com novas idéias e conceitos, correndo riscos ainda não conhecidos por esta atitude. Agradeço a compreensão, amizade e, acima de tudo, sua nítida disposição para tratar de problemas e dúvidas que surgiram no andamento deste trabalho;

Ao médico veterinário, Narson Lima, da Escola Superior de Agronomia Luis de Queiroz, Esalq – USP, por sua grande contribuição na obtenção do material de estudo e pelas orientações fornecidas;

Ao Departamento de Anatomia do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), principalmente pela dedicação e confiança me oferecida pelo Prof. Dr. José Ângelo Camilli e pela ajuda persistente, útil e incansável dos técnicos Marco Aurélio Ribeiro de Paula, Norivaldo Celestino, Paulo Francisco dos Santos e Paulo Afonso Bernardes;

Agradeço também ao técnico responsável pelo Laboratório de Propriedades Mecânicas do Departamento de Engenharia dos Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica (UNICAMP), José Luis Lisboa, pela realização dos ensaios mecânicos, e à técnica Claudenete Vieira Leal, responsável pelo Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura, também localizado no Departamento de Engenharia dos Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica (UNICAMP);

Aos amigos Alex Maia do Nascimento, Carmo Roberto Pellicari de Lima e Peterson Luiz Ferrandini, pelo grande apoio e amizade durante o curso de mestrado;

A todos, que de muitas maneiras contribuíram para a realização deste trabalho.

*“Conte-me e eu esquecerei;
Ensina-me e eu me lembrarei;
Envolve-me e eu aprenderei.”*

Benjamim Franklin.

Resumo

LOFFREDO, Maria de Castro Monteiro, *Resistência Mecânica e Tenacidade à Fratura do Osso Cortical Bovino*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. 103 p. Tese (Mestrado)

As fraturas de “stress” são fraturas causadas pela fadiga óssea em pessoas jovens e saudáveis e que fazem treinamentos físicos rigorosos, como os chamados atletas de elite. Por essa razão, as causas para ocorrerem tais fraturas ainda são indefinidas. Sabe-se que sua fisiopatologia é caracterizada pela nucleação e propagação de micro-trincas na cortical óssea. Dessa forma, foi proposto neste estudo identificar algumas propriedades mecânicas do osso cortical que se aproximem das condições de tensão geradas nas atividades físicas. Foi, então, estudado o comportamento de uma barra retangular de osso cortical bovino no ensaio de flexão em três pontos para identificar o módulo de ruptura e o módulo de elasticidade do osso. O ensaio de tenacidade à fratura também foi conduzido por meio do ensaio de flexão em três pontos em corpos-de-prova com um entalhe usinado transversalmente ao eixo longitudinal dos espécimes. Os resultados mostraram que apesar do osso cortical ser um material mecanicamente resistente, com módulo de ruptura (MOR) médio de 227,5 MPa, ele possui níveis razoavelmente baixos de tenacidade à fratura, K_{Ic} médio de 9,6 MPa.m^{1/2}. A análise fractográfica dos espécimes ensaiados mostrou que o osso apresenta alguns mecanismos de fratura característicos e que suas microestruturas estabelecem funções na nucleação e propagação da trinca, tornando o osso mais ou menos tenaz.

Palavras-chave

Osso, propriedades mecânicas, resistência dos materiais, mecânica da fratura, fractografia.

Abstract

LOFFREDO, Maria de Castro Monteiro, Mechanical Strength and Fracture Toughness of Cortical Bovine Bone, Campinas: Faculty of Mechanical Engineering, State University of Campinas, 2006. 103 p. Dissertation (Master of Scientist)

Stress fractures are caused by fatigue exercising in bones that occur in young health people who are submitted to rigorous physical training. It's known that its path physiology is characterized by initiation and propagation of microcracks. Thus, the purpose of this study is to identify some of the mechanical properties of cortical bone that approach to the tension conditions originated in physical activities. A rectangular beam of bovine cortical bone was then tested in three-point bending to determine the values of modulus of rupture and Young's modulus of bone. Fracture toughness tests were conducted in single-edge-notched specimens. Results showed that bone is a strength material, with averaged modulus of rupture of 227.5 MPa, and a low value of fracture toughness averaged in 9.6 MPa.m^{1/2}. The fractographic analyses of tested specimens showed that bones have some characteristic fracture mechanisms during failure and its microstructures influence the initiation and propagation of cracks, making it more or less resistant to crack propagation.

Key Words

Mechanical properties, cortical bone, strength, fracture toughness, fractography.

Índice

Lista de Figuras	iv
Lista de Tabelas	vii
Nomenclatura	viii
1. Introdução	1
1.1. Objetivos do Trabalho	5
2. Revisão Bibliográfica	6
2.1- As fraturas de “stress”	6
2.2- Considerações sobre o osso	9
2.2.1- Histologia do osso	10
2.2.2- Remodelamento ósseo	16
2.3- Biomecânica	17
2.3.1- Considerações sobre as Propriedades Mecânicas dos Materiais	18
2.3.2- Flexão Pura de Vigas	21
2.3.3- Valores do módulo de ruptura e do módulo de elasticidade encontrados em ensaios de flexão em três pontos nos ossos corticais	23
2.4- Considerações sobre Mecânica da Fratura	26
2.4.1- Fator de intensidade de tensão K	28
2.4.2- Influência da espessura do espécime na Tenacidade à Fratura	28
2.4.3- Ensaio de Tenacidade à Fratura em Deformação-Plana (K_{Ic})	30
2.4.4- Valores de tenacidade à fratura encontrados em ossos corticais	33
2.5- Mecanismo de fratura do osso cortical	36
3. Materiais e Métodos	39

3.1- Breve Histórico	39
3.2- Caracterização do material	40
3.3- Obtenção dos corpos-de-prova	41
3.5- Ensaio Mecânicos	46
3.5.1- Ensaio de flexão	46
3.5.2- Ensaio de Tenacidade à Fratura	47
a) Obtenção da Pré-Trinca de Fadiga	48
b) Ensaio K_{Ic} propriamente dito	49
c) Cálculo dos Parâmetros de Tenacidade à Fratura	49
3.6- Caracterização Microscópica do Tecido Ósseo	50
3.6.1- Análise microestrutural feita por microscopia óptica	50
3.6.2- Análise Fratográfica feita por Microscopia Eletrônica de Varredura	51
3.6.3- Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios-X (EDS)	51
4. Resultados	53
4.1- Ensaio de Flexão em três pontos e Tenacidade à Fratura	53
4.2- Mecanismo de Fratura	55
4.2.1- Superfície de fratura dos espécimes bovinos no ensaio de flexão em três pontos	55
4.2.2- Superfície de fratura dos espécimes bovinos no ensaio de tenacidade à fratura ..	58
5. Discussão	65
5.1- Quanto à literatura consultada	65
5.2- Quanto aos valores de MOR e E obtido nos ensaios mecânicos	67
5.3- Quanto aos valores de K_{Ic}	69
5.4- Mecanismo de Fratura do Osso Cortical	72
6. Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros	76
Referências Bibliográficas	78
Anexos	89
Anexo I. Resultados dos ensaios de flexão em três pontos dos espécimes de osso cortical bovino	90

Anexo II. Resultados dos ensaios de tenacidade à fratura dos espécimes de osso cortical bovino	93
Apêndice A	96

Lista de Figuras

Figura 2.1- Ressonância Nuclear Magnética de uma fratura de “stress” mostrando o edema ósseo (flecha branca)	7
Figura 2.2- Seção longitudinal de um osso longo	13
Figura 2.3- Microestruturas presentes na diáfise de ossos longos. O esquema em três dimensões mostra o perióstio, endóstio, Canal de Volkman, os sistemas intersticiais externo e interno e o sistema de Havers (osteons). No alto, à esquerda, está a orientação das fibras colágenas nas lamelas; à direita, está um osteon isolado com a organização dos osteócitos	14
Figura 2.4- Tipos histológicos presentes nos sistemas intersticiais. Lamelas regulares orientadas com diferentes ângulos em a) e b); c) lamelas irregulares; d) lamelas osteonais	15
Figura 2.5- Curva tensão-deformação para materiais frágeis e dúcteis solicitados mecanicamente em tração até a fratura	19
Figura 2.6- Esquema mostrando a existência de dois eixos distintos entre si, o anatômico e o mecânico, nos membros inferiores	21
Figura 2.7- Esquema mostrando um corpo solicitado em flexão em três pontos devido à aplicação de uma carga P no ponto central superior da viga	22
Figura 2.8- Esquema representando a deformação na viga devido ao modo de carregamento de flexão em três pontos	22
Figura 2.9- Modos de solicitação da trinca	27
Figura 2.10- Variação da tenacidade à fratura de acordo com a espessura do material	29
Figura 2.11- Corpos-de-prova mais usuais utilizados nos ensaios de tenacidade à fratura. a) corpo-de-prova de flexão em três pontos. b) corpo-de-prova de tração compacto (TC)	30
Figura 2.12- Tipos principais de curvas carga-deslocamento do ensaio de tenacidade à fratura	31
Figura 2.13- Ilustração gráfica dos mecanismos de fratura possíveis de ocorrerem no osso cortical. a) interrupção da trinca feita por osteons; b) pontificação das fibras colágenas e d) “microcracking”, micro-traumas dispersos ao redor da ponta da trinca para distribuir tensões	37
Figura 2.14- Mecanismo de “pull out” das fibras de materiais compósitos também descrito nos ossos coriáceos, nos quais os osteons são “arrancados” da matriz na forma de cone	38
Figura 3.1- Tibia bovina esquerda antes do primeiro corte transversal	41

Figura 3.2- Serra de fita usada no corte transversal das tíbias inteiras	42
Figura 3.3- Fragmento retirado da região intermediária da tíbia com 80 mm de comprimento e identificação com caneta esferográfica da face lateral	42
Figura 3.4- Fotografia mostrando o segundo corte feito longitudinalmente ao fragmento cilíndrico da diáfise tibial feito na Fresadora Ferramenteira para retirada de um segmento retangular	43
Figura 3.5- Espécime retangular de osso cortical bovino retirado paralelamente a partir da face lateral de um fragmento ósseo da diáfise tibial. a) identificação dos CPs; b) identificação do perióstio com caneta esferográfica	44
Figura 3.6- a) Orientação do plano do entalhe para barras e cilindros. b) Corpo-de-prova de flexão em três pontos para o ensaio de tenacidade à fratura	44
Figura 3.7- Esquema mostrando as dimensões usadas nos corpos-de-prova de flexão em três pontos para o ensaio de tenacidade à fratura	45
Figura 3.8- Fotografia do corpo-de-prova final utilizado no ensaio de tenacidade à fratura usinado com um entalhe transversal ao eixo longitudinal da tíbia bovina	45
Figura 3.9- Ensaio de flexão em três pontos dos espécimes de osso cortical bovino fixados ao dispositivo da MTS	47
Figura 3.10- Curva carga-deslocamento típica dos espécimes de osso cortical bovino obtida nos ensaios de flexão em três pontos	48
Figura 3.11- Curva carga-deslocamento típica obtida nos ensaios de tenacidade à fratura dos espécimes de osso cortical bovino para cálculo de P_Q	50
Figura 3.12- Esquema mostrando a utilização da superfície de fratura dos espécimes para preparação de corte histológico e análise no Microscópio Óptico	51
Figura 4.1- Curva força-deslocamento típica dos espécimes de osso cortical bovino obtida no ensaio de flexão em três pontos	53
Figura 4.2- Curva carga-deslocamento típica de espécimes de osso cortical bovino obtida nos ensaios de tenacidade à fratura	54
Figura 4.3- Espécimes de osso bovino fixados no porta amostra para análise microscópica da superfície de fratura dos corpos de prova dos ensaios em flexão em três pontos: a) superfície de fratura oblíqua com relação plano paralelo do espécime e b) superfície de fratura perpendicular ao plano paralelo do espécime	55
Figura 4.4- Fotografia da superfície de fratura dos espécimes oblíquos de osso cortical bovino ensaiados em flexão em três pontos mostrando diferentes características das regiões de fratura, vista superior longitudinal do espécime. MEV	56
Figura 4.5- Fractografia dos espécimes de osso cortical bovino ensaiados em flexão em pontos mostrando as lacunas e cavidades ósseas. MEV	56
Figura 4.6- Análise microscópica da superfície de fratura do osso cortical bovino no ensaio de flexão em três pontos mostrando à esquerda lacunas e cavidades ósseas e pontificação das fibras colágenas, à direita. MEV	57

Figura 4.7- Fotografia da superfície de fratura dos espécimes com falha perpendicular de osso cortical bovino ensaiados em flexão em três pontos com a presença de micro-trincas dispersas ao longo da seção transversal. MEV	57
Figura 4.8- Análise microscópica da superfície de fratura do osso cortical bovino no ensaio de flexão em três pontos. a) Canais de Volkman; b) Micro-trincas originadas a partir das cavidades ósseas. MEV	58
Figura 4.9- Fotografia da superfície de fratura de um espécime K_{Ic} de osso cortical bovino mostrando, da direita para esquerda, o entalhe, a área de obtenção da pré-trinca de fadiga, seguida pela região do ensaio de K_{Ic} propriamente dito, vista transversal do CP. MEV	59
Figura 4.10- a) Fotografia do espécime de osso cortical bovino após o ensaio de tenacidade à fratura. As marcas de referência foram feitas para limitar o comprimento da pré-trinca de fadiga. Algumas micro-trincas dispersas no espécime aparecem com o ensaio mecânico. b) Propagação longitudinal da trinca a partir da ponta do entalhe (indicado pelas setas brancas) durante o estágio de obtenção da pré-trinca de fadiga. MEV	60
Figura 4.11- Fractografia do espécime K_{Ic} de osso cortical bovino mostrando as irregularidades causadas pela propagação da trinca ao longo das microestruturas ósseas. MEV	61
Figura 4.12- Fractografia do osso cortical bovino com descontinuidade e arrancamento dos osteons (“pull-out”) nos espécimes de tenacidade à fratura. MEV	61
Figura 4.13- Fotografia do espécime K_{Ic} de osso cortical bovino com algumas micro-trincas longitudinais dispersas ao longo do CP. MEV	62
Figura 4.14- Esquema representando o espécime fraturado pelo ensaio mecânico e a superfície de fratura a ser analisada no MO; b) lamelas osteonais, microestrutura predominante na ponta do CP demarcada com o círculo; c) lamelas regulares, microestrutura predominante no restante da superfície de fratura do espécime. MO	63
Figura 4.15- Espectro de Energia Dispersiva de Raios-X do osso cortical bovino obtido no Microscópio Eletrônico de Varredura mostrando os constituintes minerais do osso. EDS	64
Figura 5.1- Comparação dos valores do Módulo de Ruptura, MOR, encontrados em trabalhos anteriores e no presente estudo, em espécimes de ossos ensaiados em flexão em três pontos.	68
Figura 5.2- Variação da tenacidade à fratura em relação à orientação da direção do entalhe; valores obtidos a partir da Tabela 2.4	71

Lista de Tabelas

Tabela 2.1- Prevalência, segundo o sexo, de lesões esportivas ou não, localizadas na extremidade inferior do corpo humano. Fonte. Hootman et al (2002)	9
Tabela 2.2- Propriedades mecânicas do osso cortical ensaiado em flexão, agrupados por tipo de osso e espécie	24
Tabela 2.3- Valores de $f(a/W)$ segundo equação 2.11 para corpos-de-prova de flexão em três pontos	32
Tabela 2.4- Resultados de alguns estudos sobre a tenacidade à fratura em ossos corticais	34
Tabela 4.1- Módulo de ruptura (MOR), módulo de elasticidade (E) e carga máxima determinados no ensaio de flexão em três pontos	54
Tabela 4.2- Valores de K_{Ic} e carga máxima obtidos no ensaio de tenacidade à fratura nos espécimes de osso bovino com entalhe transversal	55
Tabela 4.3- Composição química mineral do osso cortical obtida por Espectrometria de Energia Dispersiva de Raio-X (EDS)	64
Tabela 5.1- Valores de K_{Ic} encontrados em estudos anteriores e no presente estudo em espécimes bovinos com orientação transversal do entalhe, ensaiados em flexão em três pontos	70

Nomenclatura

Letras Latinas

E = módulo de Elasticidade	[GPa]
y = distância do centróide até a linha mais externa do espécime	[mm]
B = espessura do espécime	[mm]
W = altura do espécime	[mm]
a = tamanho da trinca	[mm]
b ₀ = ligamento (distância do material que não contém trinca)	[mm]
v = força cortante	

Letras Gregas

σ = tensão de ruptura
μ = micro
ε = deformação
ν = flecha

Sigla

ASTM = American Society for Testing and Materials

Abreviação

CP = corpo-de-prova

MOR = módulo de ruptura

E = módulo de elasticidade

TC = tração compacta

K_{Ic} = fator de intensidade de tensão crítico

M_z = momento fletor

I_z = momento de inércia

MPa = mega-pascal

GPa = giga-pascal

P_Q = carga

$P_{máx}$ = carga máxima

CTOD = crack-tip opening displacement

Å = ângstrom

MEV = microscopia eletrônica de varredura

MO = microscopia óptica

Na = sódio

Mg = magnésio

P = fósforo

Ca = cálcio

C = carbono

O = oxigênio

CTOD = crack tip opening displacement

$\sigma_{máx}$ = tensão máxima de ruptura

σ_e = limite de escoamento

Glossário

Osteon = unidade básica do osso longo, representa um sistema de lamelas concêntricas organizadas ao redor de um canal vascular chamado Canal de Havers. Possui cerca de 200-300 μm .

Canais de Havers = canais vasculares do tecido ósseo dispostos paralelamente ao eixo longitudinal do osso longo.

Canais de Volkman = canais vasculares do tecido ósseo dispostos transversalmente ao eixo longitudinal do osso longo.

Linha cementeada = interface matriz-osteon; linha calcificada que separa as lamelas do Sistema de Havers e as lamelas intersticiais.

Capítulo 1

Introdução

O osso é um material rígido de tecido conjuntivo que apresenta um modelo microestrutural arranjado em diferentes escalas; é viscoelástico, anisotrópico e apresenta funções locomotoras, biomecânicas e homeostáticas (RHO et al., 1998; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; GARTNER, 1999; HASTINGS e DUCHEYNE, 2000).

Mecanicamente, os ossos se comportam como outros materiais não-biológicos, pois podem sofrer micro-traumas em sua cortical devido à solicitação mecânica a que são submetidos freqüentemente, principalmente em pessoas que fazem exercícios físicos rigorosos, como os chamados atletas de elite (BURR et al., 1985; BURR e MARTIN, 1993). No entanto, os ossos têm uma vantagem sobre os materiais não biológicos que é sua habilidade intrínseca de reparar micro-traumas causados por fadiga (ZIOUPOS, 1998). Porém, se essas microtrincas excederem a capacidade reparativa do osso, ocorre falha. Esse tipo de microtrinca é, então, chamado de fraturas de "stress".

As fraturas de "stress" ocorrem, na grande maioria, nos ossos de pessoas jovens, saudáveis e que, portanto, não apresentam fatores que poderiam fragilizar a estrutura óssea. Inicialmente a fratura não apresenta um sinal visível de trinca no exame radiográfico, apenas há dor insidiosa. Geralmente elas ocorrem nos membros inferiores, com predominância na tíbia. Com a continuidade do esforço, a micro-trinca continua se propagando até a fratura completa do osso. Este é o mecanismo macroscópico da fratura de "stress". Porém, devido ao fato de não serem causadas por trauma agudo, essas fraturas são influenciadas não só pelo carregamento cíclico. Em

um nível microscópico, as microestruturas ósseas desempenham uma função importante na prevenção de propagação das trincas e conseqüente fratura. Até os dias atuais, as microestruturas citadas que desempenham tal função são as fibras colágenas, osteons e os diversos canais vasculares (MARGEL-ROBERTSON, 1973; NALLA et al., 2004; YAN et al., 2005; RITCHIE et al., 2005).

A fisiopatologia dessas fraturas ainda é incerta por causa da dificuldade de se adaptar um método experimental adequado, assim como a obtenção de imagens diagnósticas no primeiro mês da lesão. Estudos em humanos são difíceis de serem controlados e realizados, e a biópsia de uma área suspeita de fratura é quase inacessível (BURR et al., 1990).

Considerando que os ossos fazem parte de um arranjo que suporta uma estrutura, estes possuem propriedades mecânicas próprias para cada tipo de solicitação exigida pelo corpo humano. Para conhecer melhor essas propriedades, pode-se utilizar a biomecânica, que é uma ciência que trata da aplicação dos princípios da mecânica dos sólidos em problemas biológicos e ajudam a compreender a estrutura e função de tecidos e órgãos, além de auxiliar no conhecimento da resistência mecânica dos materiais biológicos (SMITH et al., 1997; HAMILL e KNUTZEN, 1999). Sabe-se que o comportamento mecânico do osso pode ser variável devido a uma série de fatores, como sua anisotropia, métodos de preservação antes dos ensaios mecânicos, métodos de usinagem dos corpos-de-prova, condições do ensaio, além das características de onde o material foi retirado, como idade, sexo etc (MARGEL-ROBERTSON, 1973).

No estudo aqui apresentado, a biomecânica é focalizada nas propriedades mecânicas dos ossos de maneira quantitativa, as quais compreendem a resposta intrínseca de suas microestruturas à ação de forças mecânicas externas por meio de ensaios mecânicos, caracterizando o comportamento mecânico do material como um todo. Também foi realizada uma análise qualitativa da biomecânica, que aborda a descrição e observação de um movimento. Dessa forma, para as solicitações feitas nos ensaios mecânicos, a descrição dos mecanismos de fratura do osso foi realizada por meio da análise microscópica da superfície de fratura dos corpos-de-prova.

Os ensaios mecânicos realizados neste trabalho foi o ensaio de flexão em três pontos e o ensaio de tenacidade à fratura.

O ensaio de flexão em três pontos geralmente é feito em materiais que apresentam um comportamento frágil no momento da fratura, ou seja, são materiais que possuem pouca ou nenhuma deformação plástica (GARCIA, 2000). Neste caso, os ossos podem ser incluídos no grupo de materiais frágeis, sendo um tipo de ensaio importante para se verificar o módulo de ruptura e o módulo de elasticidade do osso. Além disso, a escolha dos ensaios foi feita de acordo com uma aproximação fiel às situações reais do estado de tensões sobre os ossos dos membros inferiores durante os treinamentos esportivos ou nas atividades diária do indivíduo, sendo que a flexão é um tipo de sollicitação mecânica que está presente na tíbia (BEHIRI e BONFIELD, 1989).

Outro tipo de ensaio que pode utilizar a flexão em três pontos é a tenacidade à fratura, estudada dentro dos conceitos da mecânica da fratura. A tenacidade à fratura é considerada uma propriedade importante para a funcionalidade do osso, pois permite quantificar sua resistência à propagação de trincas. Uma vez que as fraturas de stress *in vivo* são iniciadas por micro-trincas que se propagam até o limite máximo do osso antes da fratura completa, essa é uma propriedade mecânica fundamental para determinar a susceptibilidade do osso à fratura na presença de trincas (MARGEL-ROBERTSON, 1973; WANG et al., 1998; CURREY, 2003).

Nas últimas décadas, tem sido comum realizar o ensaio mecânico dos ossos corticais para avaliar sua tenacidade à fratura, aplicando-se basicamente a mecânica da fratura elástica linear, que possui dois parâmetros de análise: a taxa de dissipação de energia crítica (G_{Ic}) e a tenacidade à fratura em deformação plana (K_{Ic}). Neste trabalho, optou-se pelo uso do parâmetro K_{Ic} nos ossos corticais, que representa a resistência à propagação de trincas, sendo uma característica intrínseca do material. Para isso, diferentes tipos de corpos-de-provas (CPs) podem ser feitos, como os espécimes de flexão em três pontos e espécimes de tração compacta. Dentre outros fatores já citados anteriormente, o ensaio de flexão em três pontos é mais apropriado para se testar materiais que apresentam comportamento frágil, além de ser também um método de maior facilidade para usinagem, devido à área transversal do osso apresentar grande irregularidade.

A realização dos ensaios mecânicos em ossos é feita seguindo padrões de normas técnicas aprovadas para outros tipos de materiais, como metais, polímeros, cerâmicos e compósitos, devido ao fato de ainda não existirem normas técnicas específicas para o tecido ósseo, apesar da grande importância em conhecer e dominar suas reações frente a solicitações exigidas.

Além da importância em se conhecer a mecânica e os mecanismos de fratura do osso para os profissionais da área ortopédica, atualmente muitos estudos *in vitro* também estão sendo feitos com interesses que englobam outras áreas científicas. Na área dos biomateriais, por exemplo, o conhecimento profundo das propriedades mecânicas do osso auxilia o desenvolvimento de osteossínteses e próteses mais ajustáveis às condições humanas, ou seja, uma boa interação entre os dois tipos de materiais garante o sucesso de seu uso (HASTINGS e DUCHEYNE, 2000).

Dessa forma, existe um interesse global e multiprofissional para se conhecer como os tecidos biológicos transferem forças e momentos, identificar o quão longe eles estão da fratura e como eles fazem para evitá-la, se o fizerem (ZIOUPOS, 1998). Para isso, a integridade estrutural do osso deve ser avaliada não apenas por testes convencionais de tração, compressão, torção ou flexão, mas também em termos de mecanismos de fratura, identificando o curso do acúmulo dos micro-traumas através das microestruturas do osso (MARGEL-ROBERTSON, 1973; TANABE e BONFIELD, 1999). Embora existam rigorosos critérios de identificação da causa da falha através da morfologia da superfície de fratura de materiais metálicos, cerâmicos entre outros, poucos modelos existem para caracterizar os materiais biológicos, menos ainda para o tecido ósseo (NALLA et al., 2003). E se as condições que levam o osso à falha por fadiga fossem identificadas, os fatores de risco que levam às fraturas de “stress”, hoje ainda desconhecidas, seriam facilmente apontados.

1.2- Objetivos

Este trabalho tem por objetivos determinar e analisar o módulo de ruptura (MOR), o módulo de elasticidade (E) e a tenacidade à fratura (K_{Ic}) do osso cortical bovino. Além disso, o mecanismo de fratura dos espécimes bovinos será também caracterizado por meio de análise microscópica da superfície de fratura dos mesmos. Para atingir tais objetivos, espécimes retangulares de osso cortical bovino foram ensaiados mecanicamente em flexão em três pontos. Outros espécimes usinados com um entalhe transversal também foram ensaiados em flexão em três pontos para se calcular K_{Ic} dos corpos-de-prova bovinos.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

2.1 - As fraturas de “stress”

As fraturas de “stress” representam a manifestação clínica da fadiga óssea devido ao esforço repetitivo com determinada carga cíclica. Caracterizada pela iniciação e propagação de micro-trincas na cortical do osso, elas diferem dos outros tipos de fraturas, pois não são causadas por trauma agudo. As fraturas de “stress” foram primeiramente descritas por Breithaupt em 1855, após examinar os pés de soldados submetidos a longas caminhadas (REEDER et al., 1996; JENSEN, 1998; TAYLOR e TILMANS, 2004). As fraturas causadas por fadiga ocorrem em ossos normais que são submetidos a tensões intensas. Por outro lado, existem as “fraturas insuficientes”, as quais ocorrem quando uma tensão normal é aplicada em ossos deficientes, devido a alguma anomalia, como a artrite reumatóide, osteoporose, etc (RESNICK e NIWAYAMA, 1988).

As fraturas de “stress” ocorrem geralmente em atletas, representando 0,7 a 15,6% das lesões totais do esporte (BECK, 2000). O sítio da lesão depende da prática esportiva exercida, sendo que a extremidade inferior do corpo humano é mais acometida, ocorrendo com menos frequência nos membros superiores, tórax e vértebras. Nos membros inferiores, elas têm maior predominância na tíbia (49%), sítio esse já conhecido como zona de risco para a ocorrência das fraturas de “stress” (MILGROM et al., 1989), e ossos do pé (34,8%), ocorrendo também no fêmur e fíbula. Esse tipo de fratura tem sido reportado, na grande maioria, em recrutas militares

seguida de maratonistas, dançarinos, ginastas, lutares de judô entre outros esportes vigorosos (REEDER et al., 1996; EKENMAN et al., 1998).

Não se sabe ao certo qual o período de tempo necessário para desencadear as fraturas de “stress”. Fyhrie et al. (1998) constataram que o maior número de fraturas causadas por fadiga em recrutas militares ocorreram entre a terceira e sétima semana após o início do regime de treinamento. Burr et al. (1990), com o propósito de analisar o acúmulo de micro-traumas causado por fadiga na cortical óssea, induziram uma fratura de “stress” na diáfise tibial de coelhos em um período de 3 a 6 semanas.

Durante o processo de fratura, os sintomas incluem dor insidiosa e localizada, que aumenta com os esforços e diminui durante o repouso (RESNICK e NIWAYAMA, 1988; BECK, 2000).

Como os achados radiológicos iniciais podem ser negativos em até 70% dos casos, permanecendo assim até um mês após o início dos sintomas, o diagnóstico exige uma evolução clínica detalhada e um índice muito alto de suspeita para se tomar como guia no histórico do paciente. A imagem por ressonância magnética tem sido seguramente usada para confirmar a fratura (Figura 2.1). Porém, a cintilografia óssea é o teste mais sensível para detectá-la, levando de 6 a 72 horas para dar o resultado positivo, sendo o teste mais apropriado para a investigação do nível de acometimento (BECK, 2000; CORIS et al, 2003; REEDER et al., 1996), pois se não diagnosticada precocemente, as cargas do treinamento físico continuam sendo aplicadas mesmo quando já existe micro-trincas na cortical óssea, levando à fratura completa do membro.



Figura 2.1- Ressonância Nuclear Magnética de uma fratura de “stress” mostrando o edema ósseo (seta branca) no terço distal da tíbia. BRUKNER e KHAN, 2006.

As causas desse tipo de fratura ainda não são totalmente conhecidas, restando apenas hipóteses de que as fraturas de “stress” podem estar associadas ao desequilíbrio de forças entre os grupos musculares próximos ao foco de fratura, extrema força muscular combinada com carga cíclica do osso, gerando assim excessiva deformação do mesmo, entre outras (REEDER et al., 1996; BECK, 2000). A fadiga muscular também é um fator que pode alterar a distribuição de deformações dentro do osso; isso contribui com o desenvolvimento das fraturas de “stress” (YOSHIKAWA et al., 1994). Milgrom et al. (1989) comprovaram a existência de uma relação significativa entre a área do momento de inércia tibial com o risco das fraturas de “stress” em recrutas militares israelenses. Esses autores ainda verificaram que todas as fraturas causadas por fadiga na tíbia e fêmur ocorreram na cortical óssea e que a altura e o peso dos recrutas não apresentaram relação de risco para as mesmas.

Sua fisiopatologia é caracterizada pela nucleação e propagação de micro-trincas na cortical óssea que aumentam intensamente com a continuidade dos esforços. Por isso, inicialmente, a fratura é incompleta, ou seja, não há separação dos fragmentos ósseos envolvidos. Devido à continuidade dos esforços repetitivos, o osso falha, ocorrendo a fratura completa do membro com separação dos fragmentos ósseos.

A epidemiologia das fraturas de “stress”, estudo da frequência desse tipo de enfermidade em diferentes grupos de pessoas, pode estar relacionada segundo sexo, idade e etnia. Entretanto, ainda não está claro na literatura consultada se as fraturas de “stress” ocorrem mais no sexo masculino ou feminino, apesar de alguns estudos afirmarem que elas são mais frequentes no sexo feminino, associando-as a desordens nutritivas, amenorréia e osteoporose (REEDER et al., 1996). Estudo epidemiológico realizado entre homens e mulheres para verificar as lesões musculoesqueléticas mais predisponentes segundo o sexo foi feito em uma clínica de medicina preventiva, Dallas-Texas, por Hootman et al. (2002), a qual contava com a participação de homens e mulheres de 20 a 85 anos de idade após avaliação física e reposta de questionários, para selecionar a amostra. Os resultados da pesquisa, mostrados na tabela 2.1, não identificaram diferenças significativas ao relacionar o número de lesões ao sexo.

Tabela 2.1 - Prevalência, segundo o sexo, de lesões esportivas ou não, localizadas na extremidade inferior do corpo humano. HOOTMAN et al., 2002.

Tipos de Lesões	Homens	Mulheres
Qualquer tipo de lesão	25,7%	24,2%
Relacionada à atividade física	20,9%	20,3%
Lesões da extremidade inferior relacionada à atividade física	14,3%	13,2%

Segundo Friedl e Nuovo (1992), há fortes evidências dos efeitos da idade relacionados à incidência das fraturas de “stress”. Em sua pesquisa com mais de 2000 recrutas militares do sexo feminino, a prevalência das fraturas de “stress” era de 19,6 % em mulheres entre 22 e 23 anos de idade, e apenas 1,4% em mulheres acima dos 40 anos de idade. A incidência, no geral, das fraturas de “stress” entre 18 e 34 anos de idade era de 15-20%; esse valor diminuía conforme a idade aumentava, apresentando 5% das fraturas em idades acima de 38 anos.

Os padrões epidemiológicos baseados na etnia do indivíduo não mostraram variabilidade significativa quanto à incidência das fraturas em grupos diferentes (MARKEY, 1987).

Assim sendo, as fraturas de “stress” caracterizam a fratura por fadiga do osso normal e saudável, sem causas definidas. Além disso, do ponto de vista epidemiológico, não há dados significativos quanto à sua predominância e fatores de risco. Dessa forma, qual seria o fator desencadeante da fadiga óssea? Ou melhor, teria o osso alguma habilidade em resistir a propagação das micro-trincas e evitar as fraturas de “stress”? Ou será que existem fatores estruturais ou da composição óssea capazes de diminuir a resistência do osso?

A seguir, algumas considerações essenciais sobre o tecido ósseo devem ser abordadas para dar continuidade a este trabalho.

2.2- Considerações sobre o Osso

O tecido ósseo é o mais complexo de todos os materiais produzidos no corpo humano. Por causa de suas propriedades únicas, o osso atrai o interesse de diferentes tipos de pesquisadores que, utilizando diferentes técnicas, tentam chegar ao conhecimento completo de sua estrutura e diversidade de funções.

O osso pode ser considerado como um material anisotrópico, não homogêneo e descontínuo. É um importante componente tecidual do corpo humano, representando 18% dos constituintes totais do corpo adulto comparado à 43% de músculos, 25% de pele e gordura, 11% de vísceras e 3% de tecido nervoso. Tem como função proteger órgãos internos e partes moles, proporcionar a cinemática do corpo, assim como sua locomoção, fixar músculos e facilitar suas ações e movimentos humanos, constituindo um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular. Funciona também como depósito de cálcio, fosfato e outros íons, armazenando-os ou liberando-os de maneira controlada para manter constante a concentração desses importantes íons nos líquidos corporais (EVANS, 1973; RESTRÖM, 1993; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

Outra característica do tecido ósseo é que ele pode mudar seu formato e comportamento mecânico para se adaptar às mudanças mecânicas exigidas, fenômeno este já conhecido como a Lei de Wolf, que cita: “cada mudança na forma ou na função do osso é seguida por certas mudanças na sua arquitetura interna assim como na sua conformação externa, obedecendo sempre às leis matemáticas” (MILGROM et al., 2000). Com isso, ele passa por processos de reabsorção óssea, que são, por sua vez, diretamente influenciados pela tensão que atua constantemente sobre os ossos. Por exemplo, tensões de compressão levam à reabsorção óssea, enquanto que tensões de tração resultam no desenvolvimento de osso novo (GARTNER, 1999). Para comprovar a hipótese de Wolf, alguns experimentos mostraram que a inutilidade óssea, ou seja, a imobilização de um membro por longo período, compromete a composição óssea de modo que este se torna menos resistente. Ao contrário, seu uso extremo causa um aumento da massa óssea, tornando-o mais resistente (ELICES, 2000).

2.2.1- Histologia do osso

Esta seção irá citar as características e a organização das estruturas e microestruturas ósseas que serão abordadas neste trabalho.

Os ossos caracterizam-se em uma forma rígida de tecido conjuntivo que estão organizados em estruturas definidas. São constituídos por células, água e matriz óssea. As células incluem os osteócitos (presentes em sítios chamados lacunas no interior da matriz e se comunicam por canalículos; participam da manutenção da matriz, a qual é reabsorvida em caso de morte dos osteócitos), osteoblastos (produtores da parte orgânica da matriz e controlam o conteúdo de cálcio e fosfato, estabilizando também seu volume mineral) e os osteoclastos (responsáveis pela reabsorção do tecido ósseo, participando do processo de remodelamento do osso) (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

A matriz óssea é composta por substâncias orgânicas, 35% em volume e 25% em peso, e inorgânicas, 36% em volume e 65% em peso do osso. O restante é ocupado por água e células (LEGEROS, 1991). A porção orgânica da matriz é formada em sua grande maioria por colágeno tipo I, que representa 90% de seus constituintes; os 10% restantes correspondem a proteínas não colágenas. Cada fibra colágena possui 70 nm de diâmetro a uma periodicidade de 640 a 700 Å. Estendem-se em torno das linhas de força tensionais, proporcionando ao osso certa elasticidade (MARGEL-ROBERTSON, 1973; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; GARTNER, 1999).

A porção inorgânica contém sais minerais, como os compostos de cálcio e fósforo que formam os cristais de hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, conferindo dureza ao osso, entre outros componentes, como magnésio, carboneto e sódio (LEGEROS, 1991; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; GARTNER, 1999). Os cristais de hidroxiapatita situam-se ao lado de cada fibra colágena, firmemente fixados às mesmas, formando um padrão organizado ao longo do osso. Essa íntima fixação evita que os cristais e as fibras colágenas escorreguem do lugar, o que é essencial para conferir resistência ao tecido ósseo. Os cristais são envolvidos por um meio homogêneo denominado substância fundamental amorfa, composta de líquido extracelular e proteoglicanos, sulfato de condroitina e ácido hialurônico.

Assim como outros materiais compósitos, a matriz orgânica do tecido ósseo atua para transferir forças através de suas fibras para porção mineral do osso, o que ajuda a prevenir a falha prematura do tecido como um material frágil. Quando a carga é alta, a deformação das fibras colágenas envolve o alongamento, escorregamento de elementos vizinhos e separação de suas fibras (SASAKI e ODAJIMA, 1996; CHRISTIASSEN et al., 2000), caracterizando mecanismos de fratura descritos posteriormente por Nalla et al. (2004) e Ritchie et al. (2005), discutidos nesse trabalho nas seções a seguir.

Os ossos podem ser classificados de acordo com o seu formato. Os ossos longos apresentam um cilindro localizado entre as duas cabeças, o qual possui um canal central chamado canal medular; os ossos curtos possuem as mesmas dimensões em comprimento e largura, e os ossos chatos são achatados e finos (GARTNER, 1999).

Os ossos longos são revestidos externamente por uma densa membrana de tecido conjuntivo chamada perióstio e internamente pelo endóstio, onde estão presentes as células osteogênicas, sendo estruturas que possuem uma importância mais biológica do que mecânica (HASTINGS e DUCHEYNE, 2000). Três regiões são distinguidas ao longo de seu comprimento. A epífise é a região das extremidades articulares. A diáfise é a região intermediária de osso onde se localiza o cilindro. A área de transição entre a epífise e a diáfise é a metáfise (Figura 2.2).

Os ossos longos ainda apresentam características únicas quanto à organização dos seus tecidos em um nível macro e microscópico.

Macroscopicamente, dois tipos de tecidos podem ser observados a olho nu: o compacto, ou cortical, material denso presente nas diáfises, e o trabecular, ou esponjoso, placas finas que formam uma estrutura frouxa de rede localizada nas epífises (Figura 2.2).

Microscopicamente (de 10 a 500 μm), o osso humano apresenta algumas variações que o classificam em dois tipos de tecidos, o reticulado e o lamelar. Essas variações estão relacionadas de acordo com o arranjo das fibras colágenas.

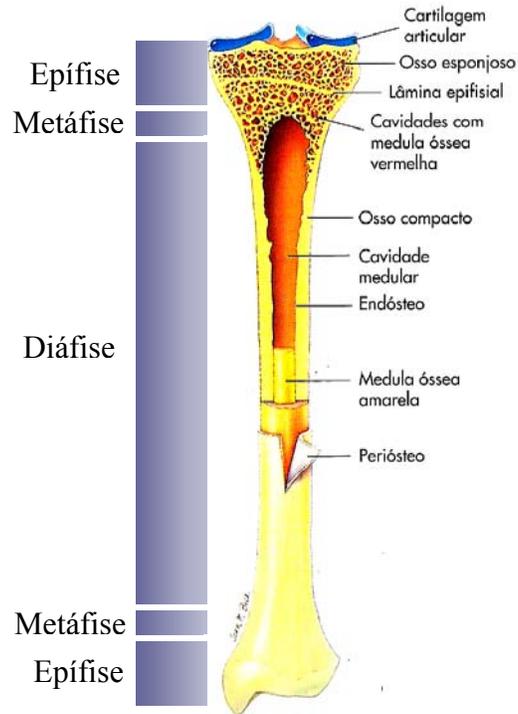


FIGURA 2.2- Seção longitudinal de um osso longo. THIBODEAU, 2002.

O osso reticulado, ou primário, é uma forma imatura e transitória de osso o qual é formado rapidamente, por isso é um tipo predominante na fase do crescimento ósseo e durante a reparação óssea. Os osteófitos estão presentes em abundância e as fibras colágenas estão dispersas de uma maneira desorganizada, de modo que permanecem desorientados em relação aos canais vasculares. São substituídos posteriormente por osso lamelar (MARGEL-ROBERTSON, 1973; JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999; GARTNER, 1999).

O osso lamelar, ou osteonal, é a estrutura característica do tecido ósseo adulto, Figura 2.3. Esse tipo de osso necessita de mais tempo para ser formado, sendo o resultado da colocação lenta e ordeira das fibras colágenas. Estas estão organizadas em camadas concêntricas orientadas ao redor do canal vascular de Havers, formando o Sistema de Havers, ou também chamado de osteon, e percorrem paralelamente ao longo do osso. Os canais de Havers possuem um diâmetro de 40 a 100 μm , aproximadamente (GARTNER, 1999) e cada osteon possui de 4 a 20 lamelas. As lacunas onde se alojam os osteófitos também estão distribuídas regularmente ocupando um espaço definido em relação aos canais vasculares. Além disso, as fibras colágenas estão

organizadas de tal forma que ficam paralelas umas às outras dentro da mesma lamela, porém se direcionam perpendicularmente em relação às fibras colágenas da lamela adjacente, Figura 2.3. Os osteons são isolados uns dos outros por uma fina linha, chamada interface matriz-osteon ou linha cementada, constituída de uma substância fundamental calcificada com pequena quantidade de fibras colágenas. A diferença entre o osso esponjoso e compacto está na presença dos osteons. Na diáfise dos ossos longos, onde se tem osso compacto, a principal microestrutura presente são os osteons (MARGEL-ROBERTSON, 1973; BAILEY, 1973; GARTNER, 1999; GUYTON, 1989; JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999).

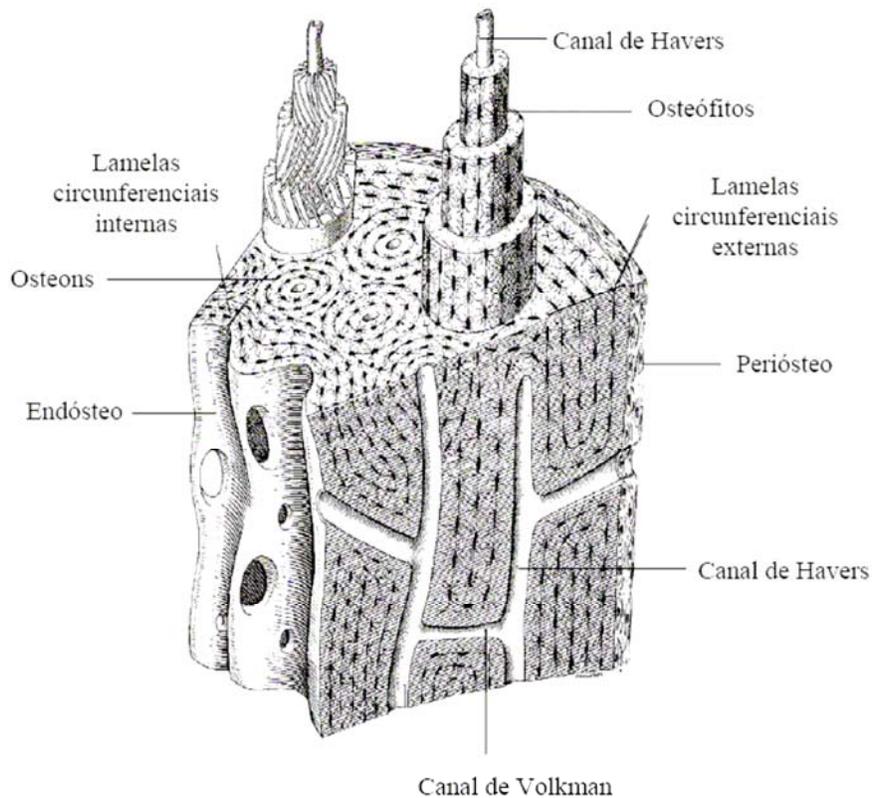


Figura 2.3- Microestruturas presentes na diáfise de ossos longos. O esquema em três dimensões mostra o periosteio, endosteio, Canal de Volkman, os sistemas intersticiais externo e interno e o sistema de Havers (osteons). No alto, à esquerda, está a orientação das fibras colágenas nas lamelas; à direita, está um osteon isolado com a organização dos osteófitos. JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999.

Além do Sistema de Havers, as lamelas ósseas também podem se organizar nos sistemas circunferenciais interno e externo e sistemas intermediários, o que também pode ser observado na

Figura 2.3. Os sistemas circunferenciais são constituídos por duas faixas de lamelas: uma situada na parte interna do osso, circundando os canais de Havers e a outra situada na parte externa, próxima ao periósteo (GARTNER, 1999; JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999). Os sistemas intermediários estão presentes nos interstícios dos sistemas circunferenciais, e podem ser divididos em grupos, de acordo com a orientação das fibras colágenas das lamelas. Sendo assim, existem as lamelas osteonais (sistema intersticial composto apenas de osteons), regulares (lamelas retilíneas que podem apresentar algum ângulo em relação ao eixo longitudinal do osso) e irregulares (lamelas que não apresentam uma forma definida), Figura 2.4.

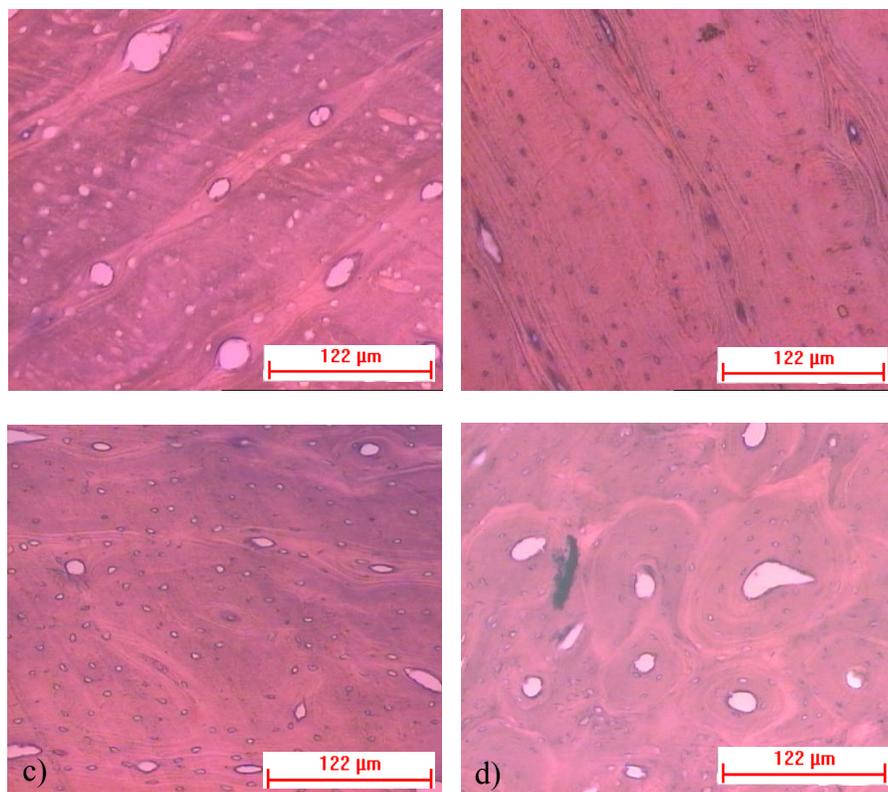


Figura 2.4- Tipos histológicos presentes nos sistemas intersticiais. Lamelas regulares orientadas com diferentes ângulos em a) e b); c) lamelas irregulares; d) lamelas osteonais.

MICROSCOPIA ÓPTICA - UNICAMP, 2006.

Os canais de Havers são ligados uns aos outros através de um feixe neurovascular chamado canais de Volkman, os quais se orientam perpendicularmente ao eixo longitudinal do osso

(Figura 2.3). Ambos são responsáveis pela nutrição e vascularização do osso compacto (BAILEY, 1973; GARTNER, 1999; GUYTON, 1989; JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999).

Estudos mostram que as microestruturas justamente mencionadas podem fornecer sítios para o desenvolvimento de micro-trincas, pois atuam como concentradores de tensões (MARGEL-ROBERTSON, 1973; ZIOUPOS et al., 1996; RHO et al., 1998; DE SANTI et al., 2000; FLECK e EIFLER, 2003; CURREY, 2003;). Por exemplo, os canaliculos vasculares, cavidades e lacunas onde se alojam os osteófitos podem ser grandes concentradores de tensões na cortical de ossos longos sob aplicação de cargas (DE SANTI et al., 2000; CURREY, 2003). Além disso, a direção em que essas microestruturas estão dispostas atuam diretamente na resposta do osso à direção da carga aplicada. Isso quer dizer que, dependendo de seu arranjo espacial, o efeito concentrador de tensões das estruturas pode ser minimizado (MARGEL-ROBERTSON, 1973; CURREY, 2003).

2.2.2- Remodelamento Ósseo

Assim como outros tecidos do corpo humano, o osso tem uma habilidade intrínseca de se adaptar às cargas mecânicas impostas pelo meio e isso deve ser levada em consideração uma vez que ocorrem alterações estruturais no local envolvido.

O remodelamento ósseo envolve a fase de ativação, reabsorção e reposição dos osteons. À medida que os sistemas de Havers são reabsorvidos, seus osteócitos morrem e os osteoclastos são mobilizados para a área de modo a reabsorver a matriz óssea. Forma-se, assim, cavidades de reabsorção. A atividade contínua dos osteoclastos aumenta o diâmetro dessas cavidades, que são invadidas por vasos sanguíneos. A partir disso, a reabsorção óssea é cessada e os osteoblastos depositam novas lamelas concêntricas ao redor dos vasos sanguíneos, formando novos sistemas de Havers (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999; GARTNER, 1999).

O carregamento cíclico no osso provoca o crescimento de micro-trincas em sua cortical (O'BRIEN et al., 2003) e também pode ativar o remodelamento ósseo com o propósito de reparação aos danos causados pela fadiga (BURR et al., 1985; ZIOUPOS et al., 1996; DE SANTI

et al., 2000; LIEBERMAN, 2003). Alguns autores sugeriram que durante essa fase prolongada de substituição óssea, o tecido ósseo pode estar mais susceptível à fratura de “stress” pelo aumento de sua porosidade (REEDER et al, 1996; MARTIN et al, 1997; BENNEL et al, 1999; BECK, 2000). Martin et al. (1997) mostraram que as fraturas de “stress” são causadas pela fragilização que o osso sofre quando passa pela resposta intrínseca de reparação óssea ativada pelo aparecimento de micro-danos devido ao carregamento cíclico na cortical óssea. Por outro lado, Tanabe e Bonfield (1999) posteriormente afirmam que a prevenção da falha por fadiga do osso não é totalmente dependente de seu remodelamento e que o aumento de micro-trincas na sua estrutura é controlado pela estrutura lamelar do osso.

O processo de remodelamento também é iniciado quando a direção predominante das forças aplicadas no osso mudar suas coordenadas. Desse modo, suas microestruturas, estarão orientadas em uma direção não mais vantajosa. Neste caso, o remodelamento ósseo secundário será ativado, posicionando as microestruturas em um sentido mais eficaz (CURREY, 2003).

As seções seguintes trazem alguns conceitos básicos da Resistência dos Materiais e da Mecânica da Fratura também aplicados no tecido ósseo. Posteriormente, os mecanismos de fratura do osso serão abordados, dando uma visão geral de como suas microestruturas podem influenciar na propagação de micro-trincas.

2.3- Biomecânica

A biomecânica consiste no estudo da aplicação dos conhecimentos da engenharia dos sólidos em estruturas biológicas, avaliando o efeito das forças aplicadas nessas estruturas. A abordagem biomecânica para análise dos movimentos pode ser qualitativa, representando a observação e descrição dos movimentos, também conhecida como cinemática, ou quantitativa, sendo uma medição das forças aplicadas, chamada de cinética (SMITH et al., 1997; HAMILL e KNUTZEN, 1999). A biomecânica apresentada no estudo atual será utilizada para descrever uma abordagem quantitativa e qualitativa de ossos corticais bovinos. Dessa forma, as forças de reação dos espécimes a tensões aplicadas, ou seja, suas propriedades mecânicas, serão determinadas e,

posteriormente, analisadas observando-se por microscopia os mecanismos de fraturas do osso cortical.

O conhecimento das propriedades mecânicas de cada parte da estrutura óssea é essencial aos profissionais da área de saúde, como médicos, fisioterapeutas, entre outros, pois permitem auxiliar o tratamento das fraturas ósseas e compreender o acúmulo de micro-trincas na cortical óssea assim como ocorre nas fraturas de “stress”. No mais, o estudo específico de suas propriedades permitem aos bioengenheiros desenvolver biomateriais de uso ortopédico que garantam a funcionalidade e eficiência dos tecidos reparados ou substituídos.

Por isso, é importante neste trabalho identificar a resistência do osso frente a cargas aplicadas, assunto esse discutido dentro dos conceitos da Resistência dos Materiais, assim como analisar seu comportamento quando existir tensões atuando nos ossos longos mesmo na presença de micro-trincas em sua cortical, sendo este um tema abordado dentro dos conceitos da Mecânica da Fratura.

2.3.1- Considerações sobre Resistência dos Materiais

A resistência dos materiais é uma parte da ciência que lida com a relação entre as forças internas, a deformação do corpo e as cargas externas em materiais sem descontinuidades geométricas e solicitadas com carregamento mecânico.

Quando forças externas são aplicadas em um corpo, este reage com forças internas para manter o equilíbrio. As forças internas que atuam sobre as áreas infinitesimais de um corte são de natureza vetorial e podem ter valor e direção variáveis. Na resistência dos materiais, é de fundamental importância determinar a intensidade dessas forças nas várias partes da seção do corte, uma vez que a resistência à deformação e a capacidade dos materiais em resistir às forças dependem de tal intensidade (DIETER, 1988).

O comportamento do material quando este é submetido a diferentes condições de carga é, então, determinado por sua força. A força pode ser avaliada examinando a relação entre carga

(força externa) e a quantidade de deformação (reação interna) que ocorre no material, conhecida como curva carga-deformação (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Nos ensaios realizados em laboratórios, as propriedades mecânicas dos materiais são obtidas e analisadas. A força aplicada é medida por uma célula de carga e as mudanças nas dimensões do espécime são obtidas por meio de extensômetros. No ensaio, uma curva tensão-deformação (σ - ϵ) fornecida pela máquina de ensaio apresenta as características do material em questão. A curva indica a carga máxima atingida até a fratura e a deformação do espécime. A área da curva representa a energia absorvida pelo material em carregamento. Com isso, é possível caracterizar se ele é dúctil, ou seja, tem grande capacidade de se deformar plasticamente antes da fratura, ou frágil, material que apresenta pequena capacidade de se deformar plasticamente antes da fratura; quanto maior a área da curva, maior é ductilidade do material (Figura 2.5). Alguns parâmetros fundamentais das propriedades mecânicas dos materiais podem ser adquiridos através da curva, como o limite de escoamento σ_e (início do fenômeno de plasticidade) e o ponto de falha do material, $\sigma_{m\acute{a}x}$ (CALLISTER, 2002). Nota-se que para materiais dúcteis, o ponto do limite de escoamento representado na curva tensão-deformação é nítido e diferente do ponto de falha do material. Já nos materiais frágeis, o σ_e ocupa um ponto na curva que se aproxima consideravelmente de $\sigma_{m\acute{a}x}$ (Figura 2.5).

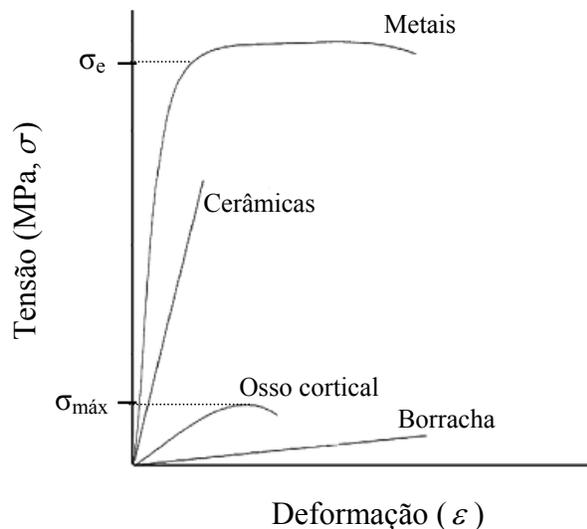


Figura 2.5- Curva tensão-deformação para materiais frágeis (osso cortical e cerâmicas) e dúcteis (metais) solicitados mecanicamente em tração até a fratura. AN e DRAUGHN, 2000.

A relação entre a tensão e deformação de um material pode ser considerada linear até o limite de escoamento do material, ou na região elástica da curva. Essa idealização é chamada de Lei de Hooke, expressa por:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.1)$$

onde E é o módulo de elasticidade (Pa), σ é a tensão (Pa) e ε é a deformação. Essa lei demonstra que a tensão é diretamente proporcional à deformação na região elástica da curva, cuja constante de proporcionalidade é E. Graficamente, E é medido pelo coeficiente angular da reta na curva tensão-deformação. Fisicamente, o módulo de elasticidade (E) é um valor que caracteriza a rigidez do material; quanto maior for E, maior é a rigidez.

Ensaio mecânicos feitos em ossos corticais mostraram que o osso se classifica como um material frágil de acordo com a curva σ - ε gerada nos ensaios, com deformação de 0,5% a 3% após o limite de escoamento (HASTINGS e DUCHEYNE, 2000). Outros autores o classificam como um material quase-frágil, pois ainda apresenta certa deformação antes da falha (HAMILL & KNUTZEN, 1999; ZIOUPOS e CURREY, 1998; ZIOUPOS, 1998).

Dessa forma, pode-se determinar as propriedades mecânicas dos materiais através de ensaios mecânicos, sendo esses classificados de acordo com a direção de aplicação da carga. Neste caso, dentro dos conceitos da resistência dos materiais, têm-se então os ensaios de tração, compressão, flexão e torção. Estes ensaios são considerados ensaios destrutivos, pois causam a inutilização do material após os testes. Neste trabalho, optou-se pelo ensaio de flexão em três pontos, pois esse tipo de ensaio é aplicado em sua maioria em materiais frágeis ou de elevada dureza devido à baixa ductilidade, como o ferro fundido, cerâmicas estruturais, aços rápidos e o osso. Estes tipos de materiais dificultam a realização de outros tipos de ensaios, como o de tração (GARCIA, 2000). Já na mecânica da fratura, que será abordada posteriormente, o tipo de ensaio que é realizado é o ensaio de tenacidade à fratura, também realizado em flexão em três pontos neste trabalho.

2.3.2- Flexão Pura de Vigas

A condição mais comum de tensão em um osso do membro inferior é a flexão (BEHIRI e BONFIELD, 1989; RESNICK e NIWAYAMA, 1998). A figura 2.6 mostra a existência de um eixo anatômico e outro mecânico que resultam em forças de flexão nos membros inferiores. Segundo Milgrom et al (1989), a solicitação em flexão dos membros inferiores já é considerada um importante fator causal para as fraturas de “stress” na tíbia e fêmur.

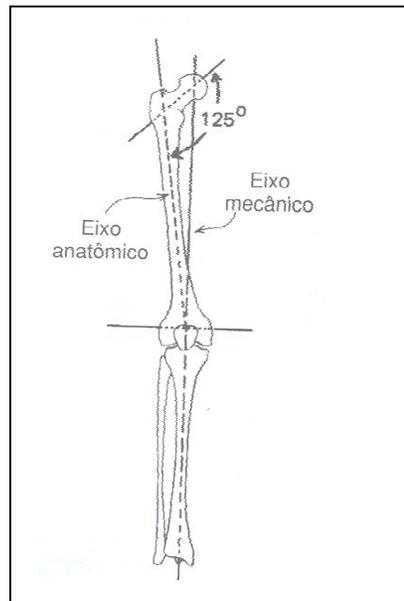


Figura 2.6. Esquema mostrando a existência de dois eixos distintos entre si, o anatômico e o mecânico, nos membros inferiores. SMITH et al., 1997.

Quando um espécime de qualquer material é ensaiado em flexão, os esforços que podem ocorrer em uma seção consistem em uma força cortante (v) e um momento fletor (M_z). Esta sessão irá apenas discutir algumas propriedades mecânicas que podem ser obtidas nesse tipo de ensaio. As condições de tensão que são geradas no corpo devido aos esforços de flexão estão representadas no Apêndice I.

O ensaio de flexão em três pontos consiste na aplicação de uma carga P crescente no centro de uma barra com dimensões padronizadas apoiado sobre um dispositivo com dois apoios distanciados entre si a uma distância l , como mostra a Figura 2.7. A carga aplicada começa com

valor inicial igual a zero e aumenta progressivamente até a ruptura do corpo-de-prova (CP). As propriedades mecânicas do material são obtidas por meio da curva carga-deslocamento (P-d).

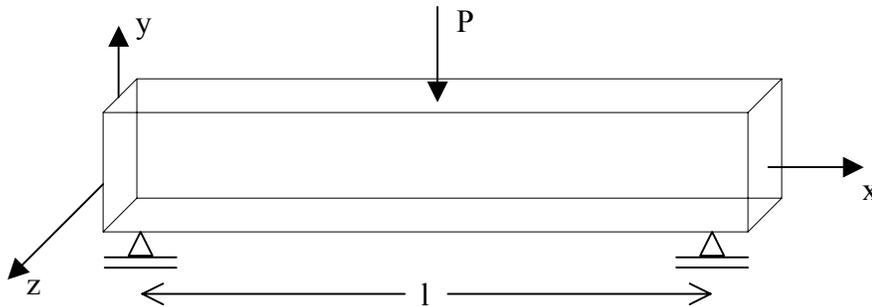


Figura 2.7- Esquema mostrando um corpo sollicitado em flexão em três pontos devido à aplicação de uma carga P no ponto central superior da viga.

Devido à tensão de flexão, o espécime é submetido, então, a tensões de tração do lado oposto à aplicação da carga P e tensões de compressão na face da viga onde é aplicada a carga (Figura 2.8). Segundo An e Draughn (2000), o osso é mais frágil sob tensões de tração, dessa forma, a fratura se propaga do lado da superfície que está sujeita à tração em direção à superfície de compressão, transversalmente.

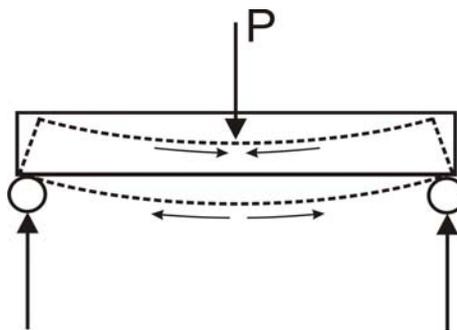


Figura 2.8- Esquema representando a deformação na viga devido ao modo de carregamento de flexão em três pontos.

As propriedades mecânicas obtidas no ensaio de flexão em três pontos usadas nesse trabalho incluem o módulo de ruptura, dado pela Equação 2.2, e o módulo de elasticidade obtido por meio da flecha (deslocamento do ponto de aplicação da carga), dado pela Equação 2.3.

$$MOR = \sigma = \frac{3Pl}{2Bh^2} \quad (2.2)$$

onde σ é a tensão (MPa), P é a carga aplicada (N), l é a distância entre os apoios (mm), b é a espessura do espécime (mm) e h é a altura do espécime (mm),

$$E = \frac{Pl^3}{4Bh^3v} \quad (2.3)$$

sendo E o módulo de elasticidade (MPa), P a carga aplicada (N), l é a distância entre os apoios do dispositivo de ensaio em flexão (mm), B a espessura do CP (mm), h a altura do CP (mm) e v a flecha (mm).

2.3.3- Valores de módulo de ruptura e módulo de elasticidade encontrados em ensaios de flexão nos ossos corticais

Os primeiros experimentos realizados em flexão pura do osso cortical foram feitos em 1876 pelo alemão Rauber, A. (MARGEL-ROBERTSON, 1973). Alguns valores do módulo de ruptura e do módulo de elasticidade do osso cortical ensaiado em flexão foram pesquisados na literatura e estão descritos na tabela 2.2.

Para melhor compreensão da leitura seguinte, alguns termos específicos devem ser esclarecidos:

- 1) porosidade = fração de volume do osso ocupada por espaços vazios.
- 2) mineralização = fração em massa da parte inorgânica do osso.
- 3) densidade aparente = razão entre a massa e o volume da amostra.

Tabela 2.2- Propriedades mecânicas do osso cortical ensaiado em flexão, segundo a literatura consultada.

Espécimes	Dimensões do CP	Modo de ensaio	MOR (MPa)	E (GPa)	Referências
Fêmur humano	3 x 3 x 30 mm	Flexão em quatro pontos	161,8	9,8	Keller et al, 1990
Fêmur humano	2 x 4 x 30 mm	Flexão em três pontos	281	11,5	Wang et al, 2002
Fêmur humano	2 x 6 x 50 mm	Flexão em três pontos	191,1	16,36	Zioupos e Currey, 1998
Tíbia humana	2 x 2 x 40 mm	Flexão em três pontos	214	17,5	Snyder e Schneider, 1991
Fêmur bovino	2 x 4 x 35 mm	Flexão em quatro pontos	228	18,1	Currey, 1988
Tíbia bovina	4 x 4 x 48 mm	Flexão em quatro pontos	131,25	–	Yeni; Fyhrie, 2002
Tíbia bovina	4 x 10 x 80 mm	Flexão em três pontos	217	18,63	Martin e Boardman, 1993
Tíbia bovina	2 x 4 x 40 mm	Flexão em três pontos	–	20,7	Brandão, 1997
Tíbia bovina	2 x 4 x 40 mm	Flexão em três pontos	235,12	21,82	Penha, 2004
Fêmur bovino	5 x 8,5 x 24 mm	Flexão em três pontos	200	–	Margel-Robertson, 1973

As propriedades mecânicas dos ossos ensaiados em flexão em três pontos podem ser fortemente influenciadas por variáveis intrínsecas de sua estrutura, como a mineralização, orientação das fibras colágenas, porosidade e densidade aparente do osso (MARGEL-ROBERTSON, 1973; ASCENZI et al., 1987; KELLER et al., 1990; MARTIN e BOARDMAN, 1993; WANG et al., 2002), sendo esses os fatores mais comuns mencionados na literatura.

Wang e Feng (2005) analisaram as possíveis relações existentes entre o módulo de elasticidade, E, e o volume mineral do osso. Os resultados obtidos mostraram que o nível de mineralização do osso é diretamente proporcional aos valores de E. O mesmo foi proposto por Martin e Boardman (1993). Entretanto, em relação aos valores de MOR, a mineralização óssea

não representa um fator significativo que possa alterar essa propriedade mecânica (MILGROM et al., 1989; MARTIN e BOARDMAN, 1993).

A orientação das fibras colágenas no sentido paralelo ao eixo longitudinal do osso mostrou ser um fator determinante na resistência do osso à flexão e no módulo de elasticidade (MARGEL-ROBERTSON, 1973; ASCENZI et al., 1987). Ascenzi et al. (1987) concluíram que a distribuição de diferentes orientações das fibras colágenas nas lamelas ósseas está de acordo com a necessidade de compensar a deformidade produzida por esforços de flexão no osso e dessa forma, a presença de lamelas com fibras colágenas orientadas paralelamente e transversalmente ao eixo longitudinal do osso sinaliza os efeitos de forças de tração e de compressão, respectivamente.

Previamente, Margel-Robertson (1973) já haviam demonstrado a forte influência da orientação das fibras colágenas nas propriedades mecânicas do osso cortical. Os resultados de seus experimentos mostraram que espécimes de osso cortical bovino que possuíam lamelas regulares com fibras colágenas orientadas paralelamente ao eixo longitudinal da viga apresentaram valores maiores de MOR, seguidas de lamelas regulares com fibras anguladas, lamelas irregulares e osteonais.

Por outro lado, Martin e Boardman (1993) analisaram a resistência mecânica de dois grupos de espécimes bovinos com diferentes orientações das fibras colágenas. Apesar dos resultados obtidos, nos quais MOR era maior nos espécimes de lamelas irregulares do que nos osteonais, não foi encontrada uma diferença estatisticamente significativa de MOR entre esses grupos. Porém, pôde ser verificado que E era significativamente maior nos espécimes de lamelas irregulares do que nos osteonais (Currey, 1998).

Martin e Boardman (1993) também verificaram que a porosidade total dos ossos analisados era maior em espécimes com lamelas irregulares, como já descrito, e que apresentavam maiores níveis de MOR. Pôde ser concluído, então, que a porosidade total do osso não exerce influência significativa sobre os valores de MOR e E.

Quanto à densidade aparente do osso cortical, uma relação significativa com E foi encontrada por Keller et al. (1990), contrariando Martin e Boardman (1993), os quais não identificaram uma relação proporcional entre a densidade e os valores de MOR e E.

Outro fator que influencia as propriedades mecânicas do osso é a idade. Wang et al. (2002) estudaram o comportamento mecânico de espécimes de osso humano (fêmur) usinados a partir de três diferentes grupos de idade. Uma relação estatisticamente significativa foi encontrada entre os valores de MOR e a idade, ou seja, quanto maior a idade, menor era o MOR. O mesmo foi demonstrado por Zioupos e Currey (1998). Porém, nenhuma relação significativa foi encontrada analisando-se a idade e o módulo de elasticidade (WANG et al, 2002). Já Zioupos e Currey (1998) obtiveram uma reta crescente linear com coeficiente de determinação $R^2 = 0,95$, ou seja, 95% da variação de E era explicada pela idade.

O carregamento cíclico pode ser também outro fator que diminui a resistência mecânica do osso (O'BRIEN et al., 2003). Segundo Burr et al. (1998), o acúmulo de micro-trincas causado pelo carregamento em flexão em três pontos na cortical óssea deteriora as propriedades mecânicas do osso por reduzir seu módulo de elasticidade. No entanto, Martin et al. (1997) não comprovaram a existência de uma relação significativa entre o carregamento cíclico e os valores de MOR e E. Como já descrito anteriormente, a fragilização do osso, e conseqüentemente sua fratura, para esses autores, ocorre devido à resposta biológica reparadora do tecido, o remodelamento.

Relacionando-se a resistência mecânica e rigidez do osso, ou seja, MOR e E, Keller et al. (1990) não obtiveram um coeficiente de correlação (R) significativo para as duas variáveis mencionadas ($R^2 = 0,7$). Isso significa que, para o osso cortical, uma maior rigidez não necessariamente o torna um material mais resistente mecanicamente (CURREY, 2003).

2.4- Considerações sobre Mecânica da Fratura

Diferentemente da resistência dos materiais, a mecânica da fratura estuda as tensões geradas em um corpo com uma trinca, ou seja, enquanto a resistência dos materiais possui como

hipótese fundamental a continuidade, homogeneidade e isotropia do corpo, a mecânica da fratura trata das solicitações mecânicas de corpos que apresentam irregularidades geométricas. Sabe-se que a presença de uma trinca em um corpo solicitado uniaxialmente leva a um estado complexo de concentração de tensões, como o estado de triaxialidade de tensões na ponta da trinca.

A teoria da mecânica da fratura originou-se a partir dos estudos de A. Griffith, por volta de 1920, o qual observou que cada material apresentava um comportamento particular quando era introduzida uma trinca sob condições de tensões atuantes no material, e que o tamanho da trinca também influenciava em tal comportamento.

A mecânica da fratura pode ser dividida em duas categorias em função do comportamento do material. A Mecânica da Fratura Elástica Linear estuda a propagação instável da trinca, caracterizando um modo de fratura frágil, na qual ocorre pequena deformação plástica nas proximidades da ponta da trinca. Os principais parâmetros que são determinados dentro da mecânica da fratura elástica linear são a força de extensão da trinca ou a taxa de dissipação de energia, G , e o fator de intensidade de tensão, K . Por outro lado, a mecânica da fratura Elasto-Plástica refere-se à propagação estável da trinca na região onde há deformação plástica e é fortemente influenciada pelas propriedades de escoamento do material. Os parâmetros analisados neste item são a Integral J e CTOD, não estudados neste trabalho. No estudo atual, serão empregados os conceitos da Mecânica da Fratura Elástica Linear e o parâmetro utilizado é o fator de intensidade de tensão K .

O fator de intensidade de tensão K pode ser definido para as diferentes formas de solicitações da trinca, conforme mostra a Figura 2.9. No modo I, há uma solicitação de tração na direção de y ; é o caso mais encontrado na prática de engenharia. No modo II, há uma solicitação de cisalhamento na direção de x e no modo III, ocorre uma solicitação de cisalhamento na direção de z .

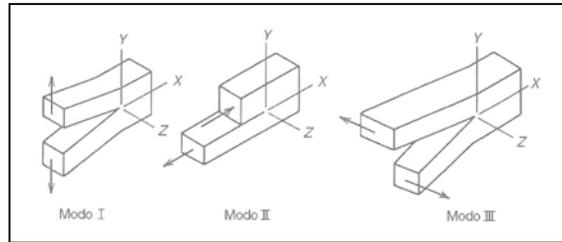


Figura 2.9- Modos de sollicitação da trinca. HERTZBERG, 1996.

2.4.1- Fator de intensidade de tensão K

A diferença entre o comportamento dos materiais frente a uma trinca está na magnitude do parâmetro de tensão K , definido como fator de intensidade de tensão. Ele serve como um fator de escala para determinar a magnitude de tensão que um material pode suportar, sendo uma função do comprimento da trinca e da tensão aplicada,

$$K = f(\sigma, a) \quad (2.4)$$

onde K é o fator de intensidade de tensão, σ é a tensão aplicada e a é o comprimento da trinca.

Uma vez que o fator de intensidade de tensão é conhecido para um determinado material, é possível, então, determinar o máximo valor de intensidade de tensão que causaria falha do material ou o máximo comprimento de uma trinca em determinada tensão. Esse valor crítico de K é descrito na literatura como tenacidade à fratura em deformação plana, K_{Ic} , propriedade intrínseca dos materiais.

Como a mecânica da fratura elástica linear se aplica a situações onde a zona plástica é pequena quando comparada com o comprimento da trinca e a menor dimensão do espécime, uma espessura relativamente grande do CP gera um certo nível de triaxialidade de tensões em seu interior, ou seja, quando há condições de deformação plana no espécime. Quando ocorrem condições de tensão plana, não há triaxialidade de tensões (HERTZBERG, 1996).

2.4.2- Influência da espessura do espécime na Tenacidade à Fratura

Nos materiais usados em engenharia, a espessura do espécime tem grande influência no estado de tensão que se forma na ponta da trinca e no formato da zona plástica, como mostra a Figura 2.10.

De acordo com a curva da Figura 2.10, quando o espécime possui pequena espessura (B_1), há uma predominância da condição de tensão plana, e o material apresenta maiores níveis de K_{Ic} . Por outro lado, se a espessura é maior (B_2), tem-se a condição de deformação plana na ponta da trinca, o que diminui sensivelmente a tenacidade do material, sendo que nesta condição tem-se K_{Ic} , ou tenacidade à fratura em deformação plana.

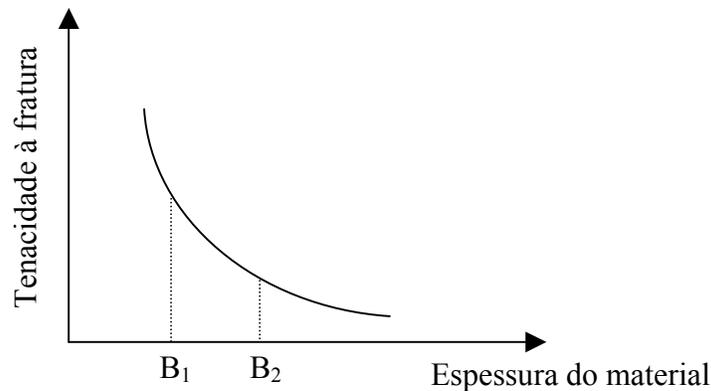


Figura 2.10- Variação da tenacidade à fratura de acordo com a espessura do material.

HERTZBERG, 1996.

Este valor de tenacidade à fratura em deformação plana (K_{Ic}) não possui uma relação proporcional de acordo com a espessura do material, ou seja, K_{Ic} atinge um valor mínimo mesmo aumentando-se progressivamente a espessura do material. Assim, se determinado o valor de K_{Ic} em laboratório para uma espessura B_2 , o mesmo material com espessura ainda maior que esta terá a mesma tenacidade à fratura (HERTZBERG, 1996).

A determinação experimental da tenacidade à fratura em deformação plana, K_{Ic} , deve seguir algumas condições estabelecidas pela norma ASTM E399-97 para se obter uma espessura mínima do espécime e comprimento mínimo da trinca, dada pela Equação 2.5.

$$B, a \geq 2,5(K_{Ic} / \sigma_e)^2 \quad (2.5)$$

onde, B é a espessura do espécime (mm), a é o comprimento da trinca (mm), K_{Ic} é a tenacidade à fratura em deformação plana ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) e σ_e é o limite de escoamento do material (MPa).

2.4.3- Ensaio de Tenacidade à Fratura em Deformação Plana (K_{Ic})

Existem algumas normas técnicas específicas para a determinação da tenacidade à fratura em deformação plana, K_{Ic} . As mais importantes são a ASTM E 399-97, ASTM E 1820-01 e a ASTM BS 7448 Part 1, de 1991.

O ensaio consiste na solicitação de um corpo-de-prova específico e de dimensões padronizadas, com um entalhe usinado, como mostra a Figura 2.11. Uma pré-trinca de fadiga deve ser introduzida na ponta do entalhe usinado para induzir ao estado de triaxialidade de tensões. Três medidas fundamentais são necessárias para calcular o valor de K_{Ic} , que são a espessura do espécime, B, o comprimento da trinca, a, e a altura do espécime, W. A Figura 2.11 mostra os dois tipos de CPs mais usuais utilizados nos ensaios de tenacidade à fratura.

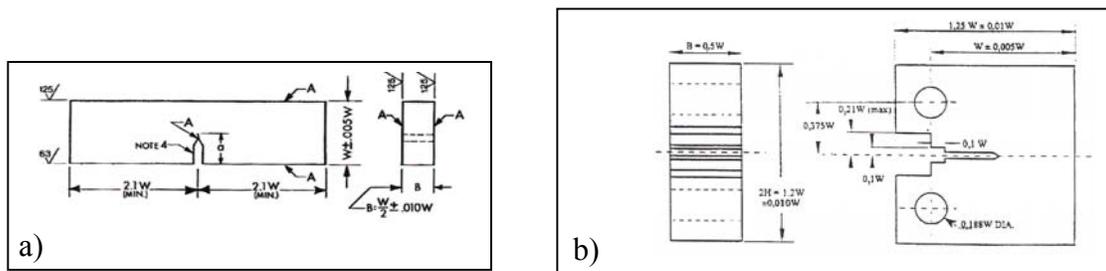


Figura 2.11- Corpos-de-prova mais utilizados nos ensaios de tenacidade à fratura. a) corpo-de-prova de flexão em três pontos. b) corpo-de-prova de tração compacto (TC). ASTM E399-97.

Os resultados obtidos no ensaio são representados por uma curva com as variáveis carga-deslocamento. A carga é medida pela célula de carga da própria máquina de ensaio e o deslocamento é medido com auxílio de um “clip-on-gage” adaptado na boca do entalhe.

Para assegurar que o valor de K_{Ic} determinado em um ensaio seja válido, é preciso, primeiramente, calcular um resultado condicional K_Q e, em seguida, verificar se esse resultado tem relação com a espessura do espécime e o comprimento da trinca, que para o ensaio de flexão em três pontos é dada pela Equação 2.5. Se esta relação for válida, traça-se uma reta secante na origem da curva obtida pelo ensaio, defasada 5% de inclinação da parte linear elástica da curva obtida pelo ensaio, conforme esquematizado na Figura 2.12. A carga P_Q é, então, válida se a carga presente em todos os pontos da curva que precede P_5 for menor que P_5 . Nesta ocasião, P_Q é igual a P_5 (Tipo I). Porém, se houver uma carga maior que preceda P_5 , então a carga máxima é P_Q (Tipos II e III).

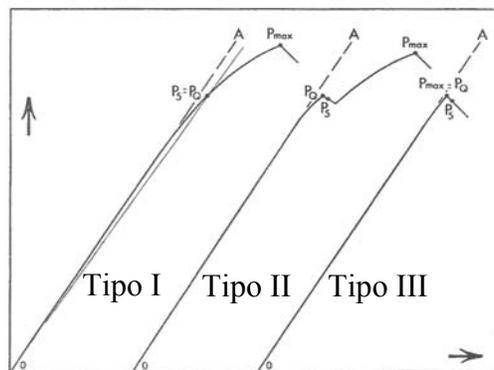


Figura 2.12- Tipos principais de curvas carga-deslocamento do ensaio de tenacidade à fratura.

ASTM E399-97.

A carga, então, definida será usada para determinar K_{Ic} em espécimes de flexão em três pontos, por meio da Equação 2.6,

$$K_Q = (P_Q S / BW^{3/2}) \cdot f(a/W) \quad (2.6)$$

onde K_Q é a tenacidade à fratura em deformação-plana K_{Ic} , P_Q é a carga determinada, B é a espessura do espécime, S é a distância entre os dispositivos, W é a altura do espécime e a é o comprimento da trinca.

A Equação 2.7 mostra a relação de $f(a/W)$ para corpos-de-prova de flexão em três pontos.

$$f(a/W) = \frac{3(a/W)^{1/2}[1.99 - (a/W)(1-a/W)(2.15 - 3.93a/W + 2.7a^2/W^2)]}{2(1+2a/W)(1-a/W)^{3/2}} \quad (2.7)$$

sendo a o tamanho da trinca e W a altura do espécime.

Para facilitar os cálculos de K_Q , os valores de $f(a/W)$ são fornecidos pela norma E399-97 para valores específicos de a/W em espécimes de flexão em três pontos, mostrados na tabela 2.2.

Tabela 2.3- Valores de $f(a/W)$ segundo Equação 2.11 para corpos-de-prova de flexão em três pontos. ASTM E399-97.

a/W	f(a/W)	a/W	f(a/W)
0,450	2,29	0,500	2,66
0,455	2,32	0,505	2,70
0,460	2,35	0,510	2,75
0,465	2,39	0,515	2,79
0,470	2,43	0,520	2,84
0,475	2,46	0,525	2,89
0,480	2,50	0,530	2,94
0,485	2,54	0,535	2,99
0,490	2,58	0,540	3,04
0,495	2,62	0,545	3,09
		0,550	3,14

2.4.4- Valores de tenacidade à fratura encontrados em ossos corticais

Os primeiros trabalhos de tenacidade à fratura realizados em ossos corticais utilizando-se o ensaio de flexão em três pontos começaram a ser feitos na década de 70 por Margel-Robertson (1973). Posteriormente, Wright e Hayes (1977) introduziram o espécime de tração compacta para quantificar K_{Ic} em ossos corticais.

Alguns valores da tenacidade à fratura, K_{Ic} , em ensaios feitos com espécimes de osso cortical consultados na literatura estão apresentados na tabela 2.4.

Assim como ocorre no ensaio de flexão em três pontos, em que os valores de MOR e E alteram de acordo com algumas variáveis, a tenacidade à fratura dos ossos corticais também pode ser influenciada segundo alguns aspectos.

Nos materiais usados em engenharia, a espessura do espécime tem grande influência no estado de tensão que se forma na ponta da trinca e no formato da zona plástica, como mostra a Figura 2.10. A influência da espessura de espécimes feitos de ossos humano e bovino na tenacidade à fratura desses materiais foi estudada por Wright e Hayes (1977), Behiri e Bonfield (1984), Currey (1998) e Tanabe e Bonfield (1999). Esses autores mostraram que a espessura dos espécimes não obteve resultados significativos sobre K_{Ic} . Já Norman et al. (1995) comprovou os efeitos da espessura sobre os valores de K_{Ic} em espécimes de tração compacta (TC), sendo que espécimes com maior espessura obtiveram menores valores de K_{Ic} . Para Currey (1988), uma espessura que varia de 1 a 10 mm é suficiente para encontrar condições de deformação-plana no osso cortical humano. O mesmo deve ser válido para ossos bovinos.

A orientação do entalhe mostrou ser um fator decisivo para quantificar K_{Ic} . Behiri e Bonfield (1989) determinaram K_{Ic} em espécimes TC para vários tipos de orientações do entalhe. Em relação ao eixo longitudinal do osso, os entalhes foram usinados com as respectivas orientações: 0° (entalhe longitudinalmente), 15°, 30°, 45°, 75° e 90° (entalhe transversal). Foi demonstrado que a variação da orientação de 0° para 90° aumentou significativamente K_{Ic} de 3,2 para 6,5 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Feng et al. (2000) compararam os valores de K_{Ic} tanto para entalhes longitudinais quanto para transversais em espécimes TC. Os resultados mostraram que K_{Ic} em espécimes com entalhe transversal atinge um valor 2 vezes maior que espécimes usinados com entalhe longitudinal (6 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ e 3 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, respectivamente).

Tabela 2.4- Resultados de alguns estudos sobre a tenacidade à fratura em ossos corticais.

Espécimes	Tipo de CP	Dimensões (mm)	Direção do entalhe	K_{Ic} (MPa.m^{1/2})	Norma utilizada	Referências
Tíbia bovina	TC	2 x 33 x 34	Longitudinal	3,2	—	Behiri e Bonfield, 1989
Tíbia bovina	TC com entalhe chevron	3/5 x 16,8 x 17,5	Longitudinal	8,1	ASTM E399-83	Norman et al, 1992
Tíbia bovina	TC	3 x 16,8 x 17,5	Longitudinal	3,9-7,2	ASTM E399-83	Vashishth et al, 1997
Fêmur bovino	TC	3-7 x 16,8 x 17,5	Longitudinal	1,3-1,6	ASTM E399-90	Tanabe e Bonfield, 1999
Fêmur bovino	Short rod	—	Longitudinal	4,8	ASTM B771-87	De Santis, 2000
Fêmur bovino	Flexão em três pontos	2,5 x 5 x 30	Longitudinal	2,3	ASTM E399-83	Lucksanasombol et al, 2001
Úmero humano	TC	1,2-3,3 x — x 3,1-5,5	Longitudinal	2,0	—	Nalla et al, 2004
Fêmur humano	Flexão em três pontos	2 x 6 x 50	Longitudinal	7,3	ASTM E399-83	Zioupos e Currey, 1998
Fêmur humano	Flexão em três pontos	2 x 4 x 30	Transversal	5,0	ASTM E399-90	Wang et al, 2002
Fêmur bovino	Flexão em quatro pontos	3 x 4 x 45	Transversal	5,8	ASTM C1421-02	Yan et al, 2006
Fêmur bovino	Flexão em três pontos	2,5 x 5 x 30	Transversal	3,5	ASTM E399-83	Lucksanasombol et al, 2001
Fêmur bovino	TC	5 x 14 x 19,5	Transversal	6,0	ASTM E399-85	Feng et al, 2000
Fêmur bovino	TC	3-7 x 16,8 x 17,5	Transversal	2,5-4,2	ASTM E399-90	Tanabe e Bonfield, 1999
Tíbia bovina	TC	2 x 33 x 34	Transversal	6,5	—	Behiri e Bonfield, 1989
Tíbia bovina	Flexão em três pontos	2,5 x 5 x 30	Transversal	4,5	ASTM E399-83	Lucksanasombol et al, 2001
Tíbia bovina	Tração	2 x 22,2 x 60,9	Transversal	11,2	—	Moyle e Gavens, 1986
Fêmur bovino	Flexão em três pontos	5 x 8,5 x 24	Transversal	6,5	—	Margel-Robertson, 1973

Lucksanasombol et al. (2001) também analisou a influência da orientação do entalhe em espécimes K_{Ic} de flexão em três pontos. Um valor significativamente menor de K_{Ic} foi obtido nos espécimes com orientação longitudinal.

O acúmulo de micro-trincas na cortical do osso, segundo alguns autores, também pode levar a um aumento linear dos valores de K_{Ic} (VASHISHTH et al., 1997; ZIOUPOS e CURREY, 1998), o que também é linearmente proporcional com a extensão da trinca (NORMAN et al., 1995; NALLA et al., 2004) tornando-o mais tenaz. Tais autores obtiveram uma curva-R, curva de resistência à propagação da trinca que relaciona K_{Ic} em função do tamanho da trinca (a), crescente e linear.

Ao contrário desses achados, Yeni e Fyhrie (2002) mostram que o aumento de micro-trincas na cortical do osso é inversamente proporcional à tenacidade à fratura. Anteriormente, Tanabe e Bonfield (1999) já haviam demonstrado que os valores de K_{Ic} eram reduzidos conforme o aumento do tamanho da trinca, independente da espessura do espécime e orientação inicial da trinca. Da mesma forma, Norman et al. (1998) introduziram micro-danos paralelos à área de seção transversal de fêmures e tíbias humanos em espécimes de tração compacta (modo I) e de cisalhamento (modo II); pôde ser verificado que a tenacidade à fratura diminuiu significativamente com o aumento da densidade presente de micro-trincas nos espécimes, classificados e quantificados por microscopia óptica e por microscopia eletrônica de transmissão.

A tenacidade à fratura dos ossos também é fortemente influenciada por sua microestrutura. A interface matriz-osteon, por exemplo, pode ser um potente desencadeador da trinca (RITCHIE et al., 2005; YAN et al., 2005), porém desacelera sua propagação no osso compacto (BURR et al., 1988) por direcioná-la para dentro da estrutura lamelar do Sistema de Havers, aumentando assim, a tenacidade à fratura do osso (TANABE e BONFIELD, 1999). Segundo Margel-Robertson (1973), ela fragiliza o osso por não apresentar fibras colágenas. Isso pôde ser constatado nos experimentos de Yan et al. (2005) ao analisar a superfície de fratura de dois tipos de mamíferos, um terrestre, boi, e outro aquático, peixe boi. Esses autores, baseados em observações da microestrutura dos dois tipos de ossos, verificaram que os maiores valores de K_{Ic} foram obtidos para os espécimes de osso bovino e isso foi atribuído à maior densidade de osteons

e menor porosidade que esse tipo de osso apresentava, sendo que a porosidade foi quantificada de acordo com o diâmetro dos canais de Havers.

A velocidade de propagação da trinca também é um fator que influencia K_{Ic} . Bonfield et al. (1978) verificaram que a tenacidade à fratura dos ossos ensaiados aumentaram de 2,4 para 5,3 MPa.m^{1/2} quando se aumentava a velocidade de propagação da trinca de $2,1 \times 10^{-5}$ para $2,7 \times 10^{-4}$ msec⁻¹.

Wright e Hayes (1977) usaram espécimes de tração compacto usinados a partir de osso cortical bovino para verificar os efeitos da densidade aparente do osso nos valores de K_{Ic} . Os resultados obtidos mostraram uma relação diretamente proporcional entre a densidade e K_{Ic} . Posteriormente, Behiri e Bonfield (1984) também demonstraram uma relação significativamente dependente entre densidade e K_{Ic} . Em relação aos efeitos da mineralização e porosidade do tecido ósseo, os resultados de Wang et al. (1998) não mostraram uma correlação significativa entre seu conteúdo mineral, porosidade e K_{Ic} em espécimes TC. O mesmo foi demonstrado posteriormente por Phelps et al. (2000) e Wang et al. (2002).

Outro aspecto muito estudado em relação à tenacidade à fratura dos ossos corticais é a questão da idade. Um grande número de estudos feito para analisar a função da idade sobre os valores de K_{Ic} dos ossos corticais obteve um decréscimo significativo de K_{Ic} com o aumento da idade (ZIOUPOS e CURREY, 1998; WANG et al., 1998; PHELPS et al., 2000; WANG et al., 2002). Wang et al. (2002) mostraram que as mudanças dependentes da idade são refletidas diretamente na redução de K_{Ic} , sendo uma delas a deteriorização das fibras colágenas que ocorre com a idade.

2.5- Mecanismo de fratura do osso cortical

Como visto anteriormente, os materiais possuem uma propriedade mecânica intrínseca que é a sua resistência à propagação de trincas, ou tenacidade à fratura. Nos ossos, o arranjo das microestruturas é responsável pela propagação ou não de micro-trincas (WANG et al., 1998), e isso tem uma influência direta nos valores de K_{Ic} . Quando se tem uma fratura causada por fadiga

in vivo, o processo de reparação biológica está ativo, ou seja, o aparecimento de micro-trincas causa uma resposta reparadora que irá redimensionar a área onde a trinca se apresenta. Porém, este processo leva um tempo para ser concluído e, durante esse período, ocorre a propagação e aumento da trinca até a falha completa do osso. No entanto, a microestrutura dos ossos fornece outras maneiras de reduzir a concentração de tensões quando lhe são aplicadas cargas. O próprio formato dos osteons inibe que as trincas atravessem ao longo de sua seção transversal, tornando-o mais tenaz, desviando-as de sua rota original, mecanismo esse chamado de deflexão da trinca, visto na Figura 2.13-a. Por outro lado, a interface matriz-osteon, ou linha cementada, é um facilitador da nucleação e propagação das trincas (RITCHIE et al., 2005; YAN et al., 2005).

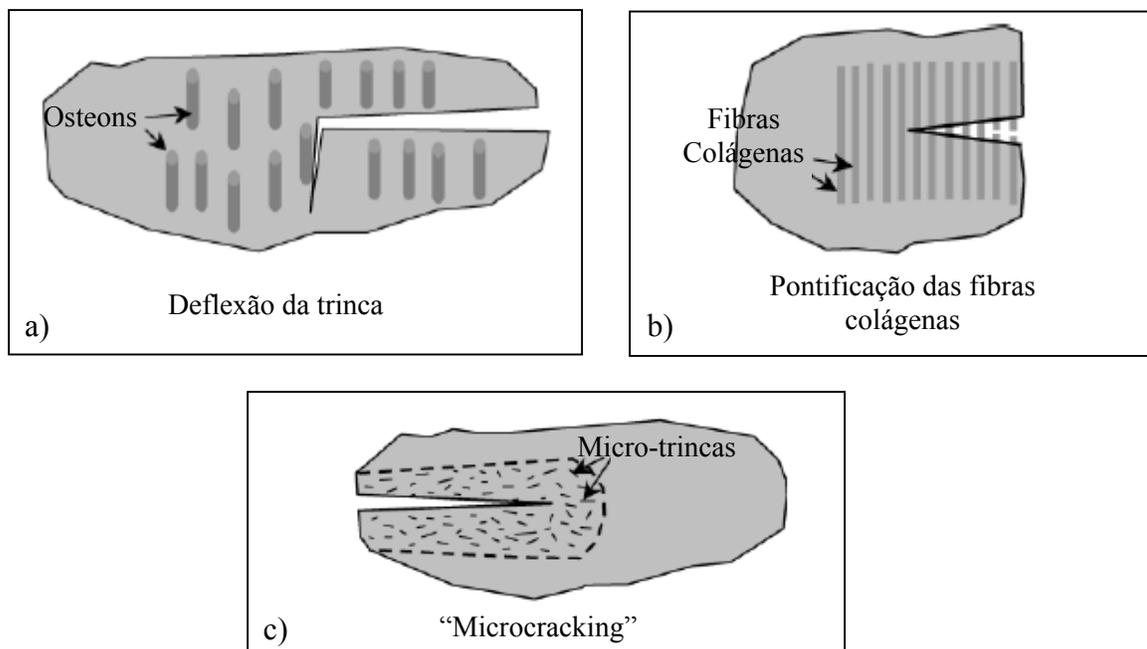


Figura 2.13- Ilustração gráfica dos mecanismos de fratura possíveis de ocorrerem no osso cortical. a) interrupção da trinca feita por osteons; b) pontificação das fibras colágenas e d) "microcracking", micro-traumas dispersos ao redor da ponta da trinca para distribuir tensões.

RITCHIE et al., 2005.

Nalla et al. (2004) e Ritchie et al. (2005) estudaram outros mecanismos que levam o osso a resistir ao crescimento de micro-trincas em sua cortical e redistribuir tensões na ponta da trinca. Os mecanismos de defesa do osso citado por esses autores podem ocorrer de duas maneiras. Uma delas é chamada de pontificação das fibras colágenas, as quais resistem à abertura da ponta da trinca, impedindo sua propagação, Figura 2.13-b. Outra forma de defesa do osso é o

aparecimento de micro-trincas ao redor da ponta da trinca, para redistribuir tensões, chamado de “microcracking” (Figura 2.13-c).

Alguns estudos têm atribuído o aumento linear de K_{Ic} do osso cortical com o aumento da extensão da trinca, o que leva a uma relação crescente da curva-R, sendo o “microcracking” o principal mecanismo de defesa à propagação da trinca do osso cortical (NORMAN et al., 1995; VASHISHTH et al., 1997; NALLA et al., 2004). Entretanto, a análise microestrutural feita por microscopia eletrônica de varredura tem demonstrado que a pontificação das fibras colágenas é um mecanismo primário de defesa do osso cortical. Essas pontes resultam de ligamentos não danificados e fibras colágenas intactas, estendendo a incapacidade da trinca de causar um dano maior. Elas sustentam uma parte da carga aplicada que poderia contribuir para a propagação da trinca, protegendo-a de uma força de abertura aplicada (NALLA et al., 2003; NALLA et al., 2004; RITCHIE et al., 2005).

Ainda existe outro mecanismo também já identificado na fratura do osso cortical que é o arrancamento dos osteons, conhecido por “pull-out”. Esse mecanismo também é observado em materiais compósitos reforçados com fibras. Nos ossos, esse mecanismo ocorre na interface matriz-osteon, ou na linha cementada, como descrito por Hastings e Ducheyne (2000).

A Figura 2.14 mostra o mecanismo de “pull out” primeiramente descrito para materiais compósitos, nos quais uma trinca se inicia na matriz, porém ela não consegue exceder a resistência mecânica das fibras, arrancando-as para fora da matriz para poder continuar sua propagação.

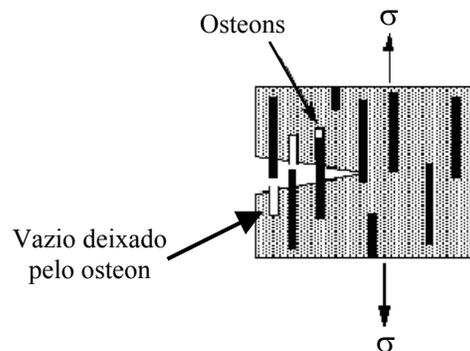


Figura 2.14- Mecanismo de “pull out” das fibras de materiais compósitos também descrito para os ossos corticais, nos quais os osteons são “arrancados” da matriz na forma de cone.

Capítulo 3

Materiais e Métodos

3.1- Breve Histórico

Nos ossos, as propriedades mecânicas podem ser estudadas em membros intactos ou em espécimes com tamanho e forma normalizados. No primeiro método, o osso é estudado como uma unidade estrutural, enquanto que o segundo método estuda o osso como um material. Ambos têm suas vantagens e desvantagens. Usando ossos intactos, as condições físicas do osso vivo são verdadeiramente representadas. Porém é difícil determinar suas propriedades mecânicas por causa do formato, área da secção transversal e curvaturas irregulares. Já o segundo método tem a vantagem de eliminar justamente essas variáveis mencionadas (EVANS, 1973).

Um dos primeiros problemas a ser considerado é a existência ou não de diferenças entre as propriedades mecânicas do osso vivo e morto. Evans (1973) concluiu que as diferenças entre o comportamento biomecânico do osso vivo e morto são mínimas. Isso se deve ao fato do osso ser composto prioritariamente por materiais não biológicos, como fibras colágenas, cristais inorgânicos, água e a interface matriz-osteon (ou linha cementada), e apenas uma pequena proporção de todo o material é composto por constituintes vivos, como células, vasos sanguíneos, sangue e nervos. Isto ainda é válido para espécimes de ossos com tamanho e forma normalizados e que, usualmente não contém material biológico. Dessa forma, o osso pode ser caracterizado como um material estático, com poucas mudanças comportamentais após ser retirado do organismo vivo (HASTINGS e DUCHEYNE, 2000).

O ensaio mecânico dos ossos deve seguir recomendações de normas técnicas desenvolvidas para outros materiais, já que nenhuma norma foi criada exclusivamente para esse tipo de tecido. Cowin (1989) recomenda aplicar tais normas preconizadas para a realização de ensaios mecânicos em ossos corticais.

3.2- Caracterização do material

As amostras deste trabalho foram feitas a partir de tíbias bovinas doadas por Frigorífico. Elas foram obtidas imediatamente após o sacrifício dos animais, sendo todos do sexo masculino, saudáveis, uma vez que o sacrifício tinha fins alimentícios, e de raças variadas. Os animais tinham de 24 a 30 meses de idade e pesavam entre 350 e 450 kg. As tíbias usadas eram todas esquerdas.

Os ossos adquiridos foram imediatamente congelados a -10°C no Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas até ser feito o primeiro corte para obtenção dos corpos-de-prova (CPs). No total, 10 tíbias foram usadas para os cortes, sendo que cada uma delas forneceu dois CPs, totalizando vinte CPs usados neste trabalho.

Após a retirada das partes moles e ossos adjacentes, as tíbias possuíam comprimento médio de 37 cm (Figura 3.1). Segundo Brandão (1997) sendo L o comprimento das tíbias, tomou-se como referência a medida $23/50 L$ (pois foi verificado que nesta posição a diáfise apresenta menor diâmetro e, portanto, a parede do osso cortical é mais espessa) para realizar o corte primário e retirar um fragmento cilíndrico de onde seria usinado o corpo-de-prova final. Em seu trabalho sobre a discrepância do Módulo de Elasticidade (E) ao longo de tíbias bovinas, Brandão (1997) mostrou que os valores médios de E se igualavam quando eram testados os corpos de prova retirados da região média e das faces medial e lateral dos ossos. Os CPs desse trabalho foram, então, retirados da região média de cada tíbia e usinados a partir de sua face lateral.



Figura 3.1- Tibia bovina esquerda antes do primeiro corte transversal.

3.3- Obtenção dos corpos-de-prova

O primeiro corte foi feito transversalmente ao eixo longitudinal de cada tibia para se retirar um fragmento cilíndrico a partir da medida de 23/50L de cada osso, usando uma serra de fita. Cada fragmento foi marcado com caneta esferográfica em sua face lateral para orientação do próximo corte. Para isso, foi preciso obter auxílio de um Médico Veterinário da Escola Superior de Agronomia Luiz de Queirós, ESALQ-USP e de um livro de anatomia para animais (GETTY, 1986).

As figuras 3.2 e 3.3 mostram a serra de fita utilizada no primeiro corte e um fragmento retirado de uma das tíbias. Dessa forma, 10 fragmentos cilíndricos da diáfise tibial de 80 mm de comprimento foram obtidos e novamente congelados até a execução do segundo corte, no qual será feito a usinagem dos corpos-de-prova finais usados nos ensaios mecânicos.

Para a usinagem final, os blocos cilíndricos retirados do primeiro corte foram fixados firmemente, um a um, em uma morsa de uma Fresadora Ferramenteira, como mostra a Figura 3.4, para peças de pequeno corte com rotação de 1800 rpm onde duas serras circulares paralelas foram acopladas no mandril para fazer o corte ao longo do eixo longitudinal do fragmento cilíndrico do osso. As serras eram de aço rápido, com dimensões 80mm x 1,8mm x 22mm, e espaçador de 4 mm entre elas, gerando a espessura dos corpos de prova.



Figura 3.2- Serra de fita usada no corte transversal das tíbias inteiras.

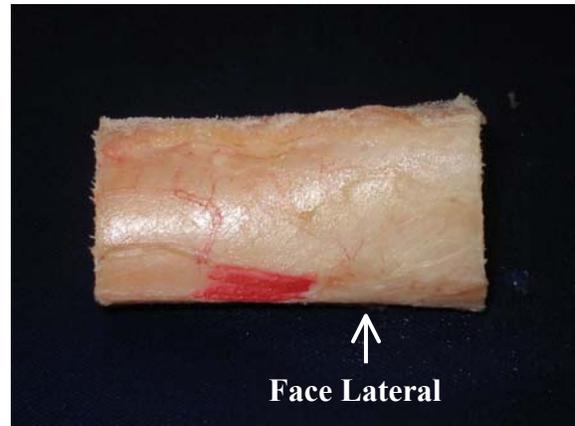


Figura 3.3- Fragmento retirado da região intermediária da tíbia com 80 mm de comprimento e identificação com caneta esferográfica da face lateral.

Imediatamente após a retirada de um segmento de cada bloco cilíndrico, foi feita a identificação dos CPs com caneta esferográfica, enumerando-os e identificando a face externa onde está o perióstio. A partir desse corte, cada CP ficou com 80 mm de comprimento e 4 mm de espessura. Após uma nova refrigeração, as amostras foram serradas com uma lâmina de serra “Starret” RS 1218, 18 dentes/polegada para reduzir seu comprimento pela metade, gerando dois CPs de um segmento retirado de cada fragmento cilíndrico, agora com 40 mm de comprimento cada um. A enumeração destas novas amostras foi feita adicionando-se letras aos números pré-existentes; dessa forma, havia os CPs 1 e 1b, 2 e 2b, e assim, sucessivamente.

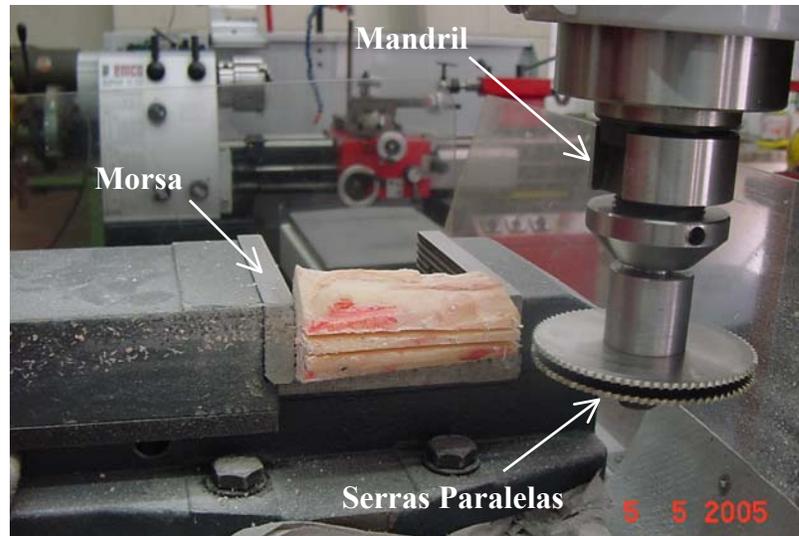


Figura 3.4- Fotografia mostrando o segundo corte feito longitudinalmente ao fragmento cilíndrico da diáfise tibial feito na Fresadora Ferramenteira para retirada de um segmento retangular.

Para finalizar a altura e o comprimento, utilizou-se novamente a Fresadora Ferramenteira com 1800 rpm com uma fresa de topo com diâmetro de 12 mm (4 cortes) acoplada no mandril. As amostras foram novamente fixadas na morsa para serem feitos os ajustes na altura, com medida final de 8mm, e comprimento, com medida final de 35mm. Todos os CPs ficaram, então, com as dimensões: 35mm x 4mm x 8mm (comprimento, espessura e altura, respectivamente).

A Figura 3.5 mostra os CPs finais, totalizando 20 espécimes retangulares. Dez deles serão utilizados para o ensaio de flexão em três pontos e, portanto, já apresentam dimensões adequadas para isso. Os espécimes permaneceram novamente congelados até a execução dos ensaios.

Os dez CPs restantes foram usinados de acordo com padrões citados pela norma ASTM E399-97 para serem utilizados no ensaio de tenacidade à fratura. Para isso, um entalhe foi introduzido transversalmente ao CP, no lado do perióstio, conforme a Figura 3.6-a. Neste trabalho, a orientação do plano do entalhe e do “corpo” do espécime foi planejada de acordo com a direção L-R, como já padronizado pela norma (Figura 3.6-b), pois é a condição que mais se aproxima das fraturas de “stress”, na qual a trinca se propaga do perióstio para o endóstio em uma orientação transversal em relação ao eixo longitudinal da tibia.

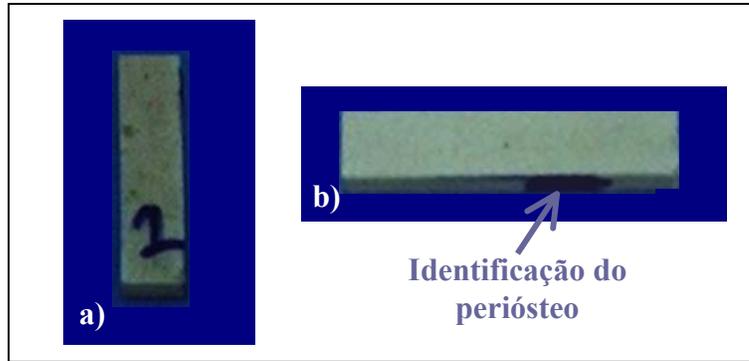


Figura 3.5- Espécime retangular de osso cortical bovino retirado paralelamente a partir da face lateral de um fragmento ósseo da diáfise tibial. a) identificação dos CPs; b) identificação do perióstio com caneta esferográfica.

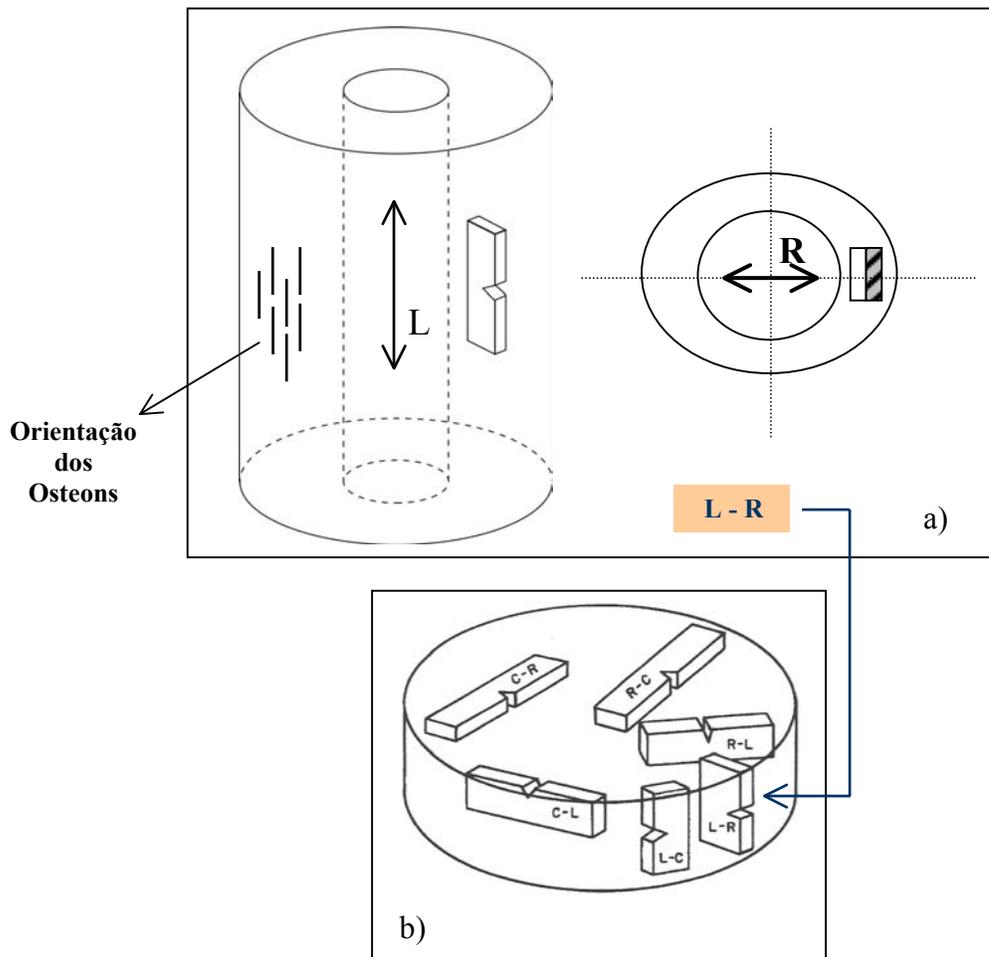


Figura 3.6- a) Corpo-de-prova de flexão em três pontos para o ensaio de tenacidade à fratura; b) orientações do plano do entalhe para barras e cilindros. ASTM E399-97.

O entalhe foi feito com uma ferramenta de aço rápido Bits 3/16", na qual havia um afiador de 1 mm de espessura, 40 mm de comprimento e ângulo de 30°. Ela também foi acoplada no mandril da Fresadora Ferramenteira, com rotação de 1800 rpm, e os CPs foram firmemente fixados na morsa de maneira a ficarem de pé, com o lado do perióstio virado para a ferramenta, onde se fez o entalhe. O mandril foi posicionado de forma que a ponta da ferramenta estivesse alinhada exatamente no ponto médio do comprimento dos corpos de prova, a 17,5 mm, onde foi introduzido o entalhe. Sua profundidade era de 2,7 mm, feitos em três passagens consecutivas ao longo dos CPs, sendo aprofundados de milímetro em milímetro. O ângulo da ferramenta originou o ângulo da ponta de trinca de 30°. As dimensões dos espécimes K_{Ic} usadas neste estudo estão representadas no esquema da Figura 3.7. O espécime já pronto de osso cortical bovino para o ensaio de tenacidade à fratura (n=10) está mostrado na Figura 3.8. Todos eles permaneceram congelados até a execução dos ensaios mecânicos.

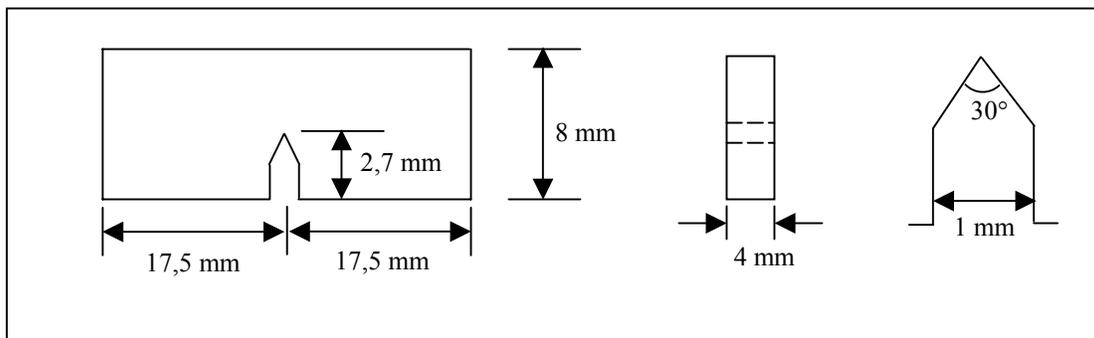


Figura 3.7- Esquema mostrando as dimensões usadas nos corpos-de-prova de flexão em três pontos para o ensaio de tenacidade à fratura.

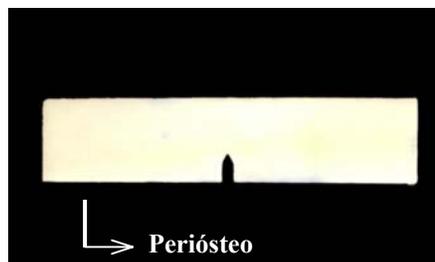


Figura 3.8- Fotografia do corpo-de-prova final utilizado no ensaio de tenacidade à fratura usinado com um entalhe transversal ao eixo longitudinal da tíbia bovina.

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

3.5- Ensaios Mecânicos

Todos os ensaios mecânicos foram realizados na temperatura ambiente. Anteriormente a eles, os CPs foram descongelados naturalmente em temperatura ambiente e permaneceram em solução fisiológica de NaCl 0,9% com temperatura de 37° Celsius (Norman et al, 1992), monitorada com termômetro, até o momento do ensaio.

Todos os ensaios mecânicos foram realizados em uma máquina servo-hidráulica MTS modelo 810/TestStar II, disponível no Laboratório de Propriedades Mecânicas no Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP.

3.5.1- Ensaio de Flexão

Os ensaios mecânicos dos espécimes de flexão em três pontos foram feitos com um dispositivo apropriado para o apoio dos CPs com espaçamento de 32 mm, como mostra a Figura 3.9. Os apoios sobre os quais descansa os CPs e o suporte superior que aplica a carga eram cilíndricos. Os CPs eram dispostos de tal forma que a face do perióstio de cada um se voltava para baixo, sobre os apoios inferiores do dispositivo, a qual era solicitada à tração. No caso dos CPs sem entalhe isso foi possível devido à identificação do perióstio. O equipamento estava devidamente preparado para iniciar cada ensaio assim que os espécimes fossem colocados no dispositivo, ainda úmidos. Como o tempo de duração dos ensaios era muito pequeno, aproximadamente 40 segundos, não houve necessidade de manter a irrigação dos ossos com solução fisiológica. A velocidade usada foi de 0,02 mm/s com célula de carga de 10 kN.

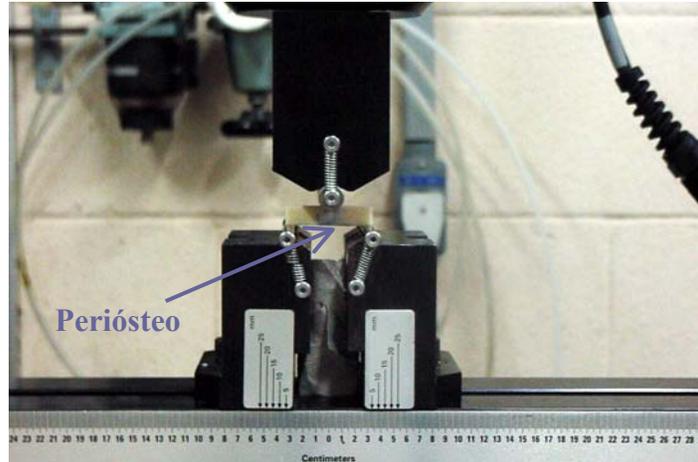


Figura 3.9 - Ensaio de flexão em três pontos dos espécimes de osso cortical bovino fixados ao dispositivo da MTS.

A partir dos dados resultantes dos ensaios de flexão, obtiveram-se os valores do Módulo de Ruptura (MOR), já descrito anteriormente na Equação 2.8 ($MOR = \sigma_{\max} = 3Pl/2Bh^2$), e do Módulo de Elasticidade (E) dos espécimes, mostrado na Equação 2.9 ($E = Pl^3/4Bh^3v$). Foram utilizados: $l = 32$ mm, $B = 4$ mm e $h = 8$ mm. Os métodos de ensaio, equações utilizadas, assim como a análise dos resultados, seguiram os padrões da norma técnica ASTM D790-03, usada para a obtenção das propriedades em flexão de plásticos reforçados.

Os dados da carga (P) e do deslocamento (flecha, v) no ponto de aplicação da carga de cada espécime foram gravados simultaneamente aos ensaios por meio de um sistema de aquisição de dados feito por computador acoplado à MTS.

3.5.2- Ensaio de Tenacidade à Fratura

Para os ensaios de tenacidade à fratura dos espécimes K_{Ic} , o mesmo dispositivo do ensaio de flexão em três pontos foi usado, com o mesmo espaçamento. Os CPs foram dispostos de forma a orientar o entalhe para baixo, sobre os apoios inferiores, já que este foi feito na face do periosteio dos ossos. Dessa forma, todos os testes foram feitos de forma a gerar a fratura ou a trinca a partir da face externa do osso (periosteio), como mostrado na Figura 3.9.

a) Obtenção da Pré-Trinca de Fadiga

Para introduzir a pré-trinca de fadiga, os CPs foram solicitados por flexão com uma onda do tipo senoidal e frequência de 25 Hz. Inicialmente, as condições de carregamento foram estimadas com base nas recomendações da norma ASTM E1290-02 [Standard Test Method for Crack-Tip Opening Displacement (CTOD) Fracture Toughness Measurement]. Segundo essa norma, a carga máxima necessária para gerar a pré-trinca na ponta do entalhe do espécime é dada pela Equação 3.1, a qual apresenta variáveis já conhecidas como a espessura do espécime, o ligamento (distância do CP onde não há pré-trinca de fadiga) e o espaçamento entre os dispositivos, com exceção do limite de escoamento, que deve ser determinado por meio do ensaio de flexão em três pontos.

$$P_f = 0,5(Bb_0^2 \sigma_e / S) \quad (3.1)$$

onde P_f é a carga máxima, B é a espessura do CP, b_0 é o ligamento, σ_y o limite de escoamento do material e S o espaçamento entre os apoios do dispositivo de flexão.

A curva carga-deslocamento obtida nos ensaios de flexão em três pontos (Figura 3.10) mostrou que o osso cortical se comporta como um material frágil. Dessa forma, o limite de escoamento ocupa um ponto na curva P-d que se iguala ao ponto referente à máxima tensão de ruptura do material, ou seja, o MOR, já determinado anteriormente para os espécimes de flexão em três pontos.

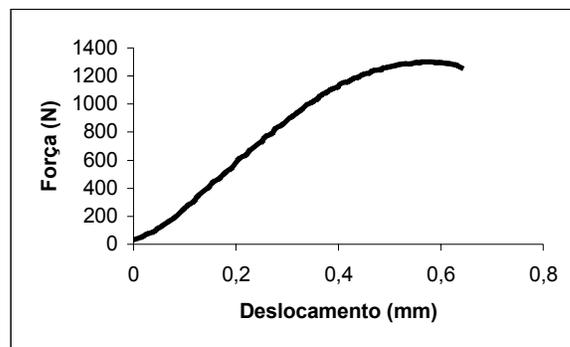


Figura 3.10- Curva carga-deslocamento típica dos espécimes de osso cortical bovino obtida nos ensaios de flexão em três pontos.

Porém, após determinar a carga a ser aplicada segundo a Eq. 3.1, alguns CPs romperam devido ao excesso de carga. Para tanto, a definição da condição da carga a ser aplicada na obtenção da pré-trinca de fadiga foi também obtida experimentalmente. Após a determinação da carga apropriada, três valores decrescentes de carga foram programados para concluir o processo de nucleação e propagação da trinca. O comprimento máximo da trinca foi delimitado por marcas de referência concebidas por intermédio de um paquímetro de altura com ponta para traçagem. Os três valores da carga máxima programados na MTS para esse ensaio foram 250 N, 200 N e 160 N, e os valores da carga mínima correspondiam 10% de cada carga aplicada, respectivamente, ou seja, a razão de carga utilizada na obtenção da pré-trinca de fadiga foi $R = 0,1$.

b) Ensaio K_{Ic}

No ensaio K_{Ic} foi utilizada também uma velocidade de 0,02 mm/s com célula de carga de 10 kN. Os dados carga-deslocamento de cada espécime foram gravados simultaneamente aos ensaios por meio de um sistema de aquisição de dados feito por computador acoplado à MTS.

c) Cálculo dos Parâmetros de Tenacidade à Fratura

Os valores da tenacidade à fratura em deformação plana, K_{Ic} , foram obtidos de acordo com a Equação 2.12 [$(K_Q = P_Q \cdot S/BW^{3/2}) \cdot f(a/W)$], sendo que $f(a/W)$ foi retirado da tabela 2.3. O valor de P_Q é obtido por meio de alguns requisitos descritos na norma E399-01. Neles, uma linha reta deve ser traçada tangencialmente à região elástica da curva P-d obtida nos ensaios. Em seguida, traça-se uma segunda linha defasada 5% da reta tangencial à região elástica da curva P-d. O ponto de interseção entre esta segunda reta e a curva é o valor de P_Q usada para calcular K_{Ic} . De acordo com a Figura 3.11, a curva característica dos ensaios K_{Ic} se assemelham com a curva Tipo I esquematizada na Figura 2.12. Nesse tipo de curva, os valores de P_Q são, então, os valores de $P_{máx}$ atingidos nos ensaios.

Dessa forma, os valores de K_Q foram obtidos a partir da Equação 2.11, com os seguintes valores: $S = 32$ mm, $B = 4$ mm, $W = 8$ mm e $f(a/W) = 2,66$ (Tabela 2.3 com $a/W = 0,5$). O

tamanho do comprimento da trinca, a , também foi escolhido segundo os critérios da norma, onde $a = 0,45-0,55W$.

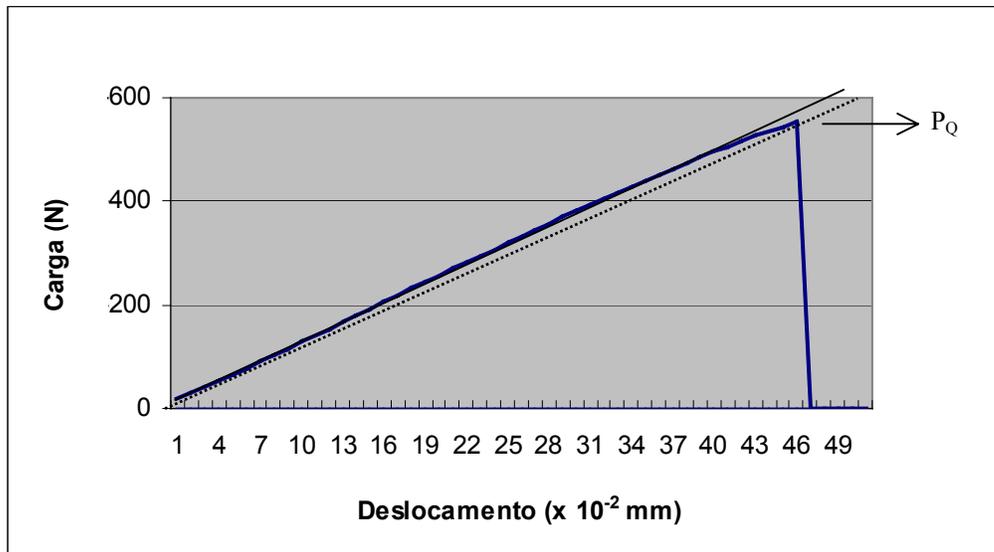


Figura 3.11- Curva carga-deslocamento típica obtida nos ensaios de tenacidade à fratura dos espécimes de osso cortical bovino para cálculo de P_Q .

Com esses dados, chegou-se na Equação 3.2.

$$K_Q = 0,023P_Q \quad (3.2)$$

onde K_Q é dado em $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ e P_Q em N.

3.6- Caracterização Microscópica do Tecido Ósseo

3.6.1- Análise microestrutural feita por microscopia óptica

As microestruturas ósseas predominantes nas proximidades da superfície de fratura dos espécimes foram analisadas por meio da microscopia óptica. Para isso, a região da fratura dos CPs ensaiados foi serrada cerca de 2 mm abaixo da superfície de fratura, como mostra a figura 3.11. Após esse procedimento, seguiu-se o protocolo de rotina para laminação de corte histológico nos fragmentos originados desse corte.

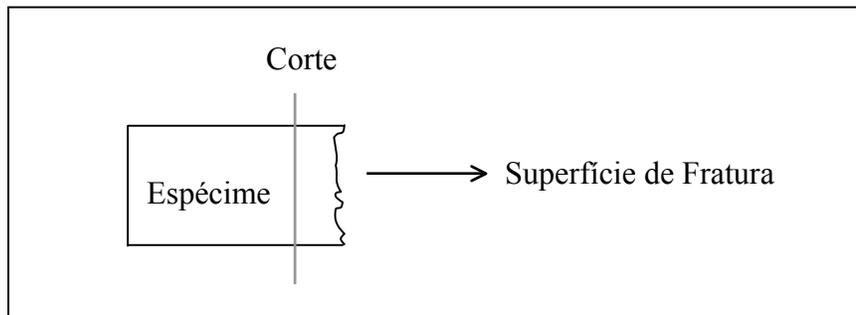


Figura 3.12- Esquema mostrando a utilização da superfície de fratura dos espécimes para preparação de corte histológico e análise no Microscópio Óptico.

Para o corte histológico, os fragmentos da superfície de fratura foram descalcificados em solução de formol a 15% e ácido fórmico a 5%, diluídos em água, e microondas, como proposto por Rode et al. (1996). Após a descalcificação, os cortes foram feitos no Criostato marca Microm, modelo HM 505-E, com espessura de 10 μm cada um a partir da superfície de fratura.

3.6.2- Análise Fractográfica feita por Microscopia Eletrônica de Varredura

A análise microscópica dos espécimes foi feita para estudar o mecanismo de fratura dos ossos através da observação da superfície de fratura das amostras.

A análise microscópica dos espécimes bovinos foi feita através de um Microscópio Eletrônico de Varredura, fabricante JEOL, modelo JXA 840A.

Antes de serem introduzidas no MEV, as amostras passaram por um processo de metalização com ouro feita no Equipamento Sputter Coater SCD 050, Fabricante BAL-TEC. Para isso, elas foram fixadas no porta-amostra através de fita adesiva.

3.6.3- Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios-X (EDS)

O EDS (Detector de Energia Dispersiva de Raios-X) é um acessório essencial no estudo da caracterização microscópica dos materiais. Esta técnica permite qualificar e quantificar os elementos presentes no material.

Neste trabalho, o EDS foi usado para verificar a mineralização do osso através da identificação de seus constituintes inorgânicos. Sabe-se que no tecido ósseo, a relação Ca/P normal é de 1,7 (LEGEROS, 1991). Foi utilizado, então, o Microscópio Eletrônico de Varredura, JEOL, modelo JXA 840A, equipado com EDS de janela ultra-fina de polímero.

O carbono e o oxigênio foram desconsiderados da espectrometria, pois são elementos que geralmente apresentam um erro característico da técnica. Espectrômetros com janelas super-finas ou sem janela permitem a leitura de elementos leves, como o carbono, oxigênio e outros. Além disso, o carbono muitas vezes aparece devido à contaminação da amostra e pode não ser um elemento específico da porção mineral do osso. Considerando que os dois elementos estão presentes na atmosfera, isso pode ser um agravante na contagem dos elementos. Por isso, deve-se levar em conta a relação Ca/P para se quantificar a mineralização do osso cortical.

Capítulo 4

Resultados

4.1- Ensaio de Flexão em três pontos e Tenacidade à Fratura

Uma curva carga-deslocamento típica para o ensaio de flexão em três pontos nos espécimes de osso cortical bovino obtida neste trabalho é mostrada na figura 4.1. Nota-se primeiramente uma região crescente linear na qual o espécime passa por uma deformação elástica até atingir seu ponto máximo. Uma carga crítica é atingida antes da falha óssea completa, sem apresentar sinais de plasticidade do material. Também não é possível definir na curva um ponto definido do limite de escoamento, caracterizando o osso como um material frágil. A tabela 4.1 mostra os resultados obtidos a partir desses ensaios.

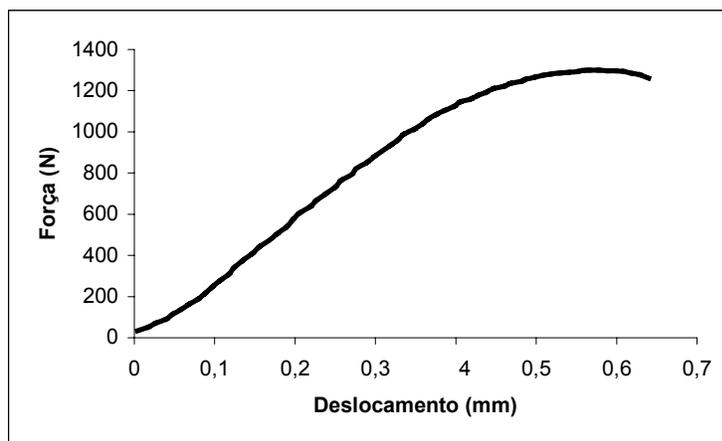


Figura 4.1- Curva força-deslocamento típica dos espécimes de osso cortical bovino obtida no ensaio de flexão em três pontos.

Tabela 4.1- Carga máxima ($P_{m\acute{a}x}$), deslocamento (flecha), m3dulo de ruptura (MOR) e m3dulo de elasticidade (E), determinados no ensaio de flex3o em tr3s pontos, n =10.

	M3dia	Desvio Padr3o
$P_{m\acute{a}x}$ (N)	1197,7	88,6
Flecha (mm)	0,8	0,2
MOR (MPa)	227,5	16,8
E (GPa)	7,8	1,9

A Figura 4.2 mostra a curva caracter3stica no ensaio de tenacidade 3 fratura dos esp3cimes de osso bovino. O tipo de curva apresentado tamb3m identifica um mecanismo de fratura fr3gil dos ossos com propaga3o inst3vel da trinca. N3o houve pontos de plasticidade na curva obtida nesse tipo de ensaio. Como esperado, os valores da carga m3xima e deslocamento atingidos nos ensaios de tenacidade 3 fratura s3o menores quando comparados aos valores atingidos nos ensaios de flex3o em tr3s pontos.

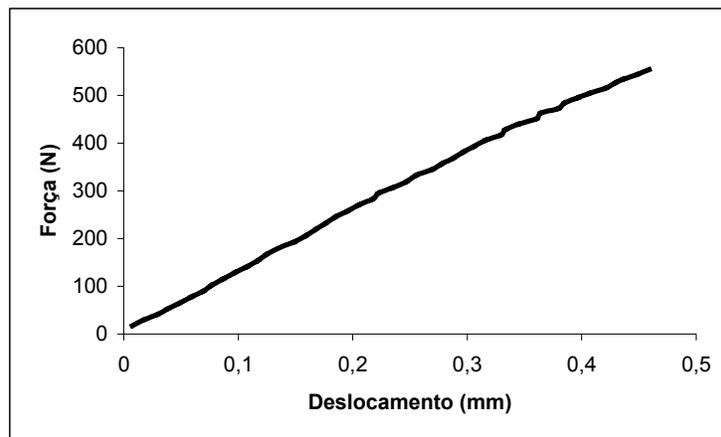


Figura 4.2- Curva força-deslocamento t3pica de esp3cimes de osso cortical bovino obtida nos ensaios de tenacidade 3 fratura.

Os valores de K_{Ic} e da carga m3xima obtidos nesses ensaios com entalhe transversal dos esp3cimes est3o representados na tabela 4.2.

Tabela 4.2- Valores da carga máxima ($P_{m\acute{a}x}$), do deslocamento (flecha) e de K_{Ic} obtidos no ensaio de tenacidade à fratura nos espécimes de osso bovino com entalhe transversal, $n = 10$.

	Média	Desvio Padrão
$P_{m\acute{a}x}$ (N)	420,8	80,7
Flecha (mm)	0,4	0,07
K_{Ic} (MPa.m^{1/2})	9,6	1,9

4.2- Mecanismo de Fratura

4.2.1- Superfície de fratura dos espécimes bovinos no ensaio de flexão em três pontos

Do ponto de vista macroscópico, ocorreram basicamente dois mecanismos de fratura no ensaio de flexão em três pontos. Alguns espécimes tiveram um plano de fratura oblíquo, Figura 4.3-a, enquanto outros espécimes tiveram um plano perpendicular ao eixo da viga, Figura 4.3-b.

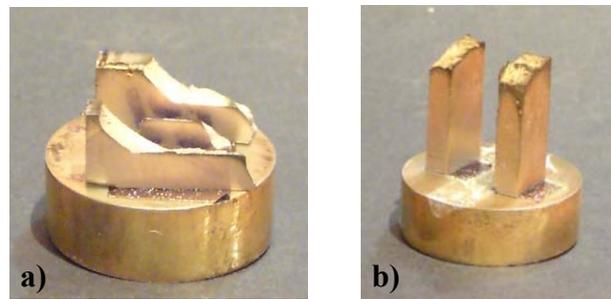


Figura 4.3- Espécimes de osso cortical bovino fixados no porta amostra para análise microscópica da superfície de fratura dos CPs ensaiados em flexão em três pontos: a) superfície de fratura oblíqua com relação plano paralelo do espécime e b) superfície de fratura perpendicular ao plano paralelo do espécime.

Do ponto de vista microscópico, foi possível identificar na análise da superfície de fratura feita por microscopia eletrônica de varredura, MEV, diferentes aspectos em relação aos espécimes mostrados na Figura 4.3.

A Figura 4.4 mostra a superfície de fratura ao longo do comprimento dos espécimes com falha oblíqua (Figura 4.3-a). Neste plano, os espécimes mostraram regiões distintas quanto à regularidade da superfície de fratura, apresentando áreas com uma superfície lisa, ao centro, e áreas de grande irregularidade, nas laterais, com uma superfície mais áspera. As lacunas e um grande número de cavidades ósseas puderam ser observados neste plano, Figura 4.5. As fibras colágenas também podem ser vistas por meio de um dos mecanismos de fratura já citado anteriormente, a pontificação das fibras colágenas, Figura 4.6, indicada pela seta branca.

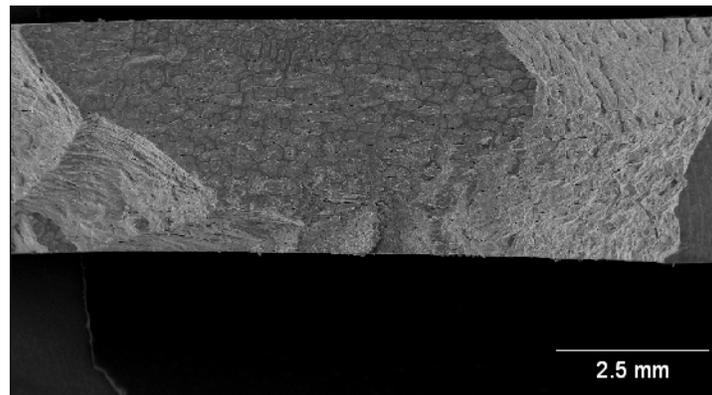


Figura 4.4- Fotografia da superfície de fratura dos espécimes oblíquos de osso cortical bovino ensaiados em flexão em três pontos mostrando diferentes características das regiões de fratura, vista superior longitudinal do espécime. MEV.

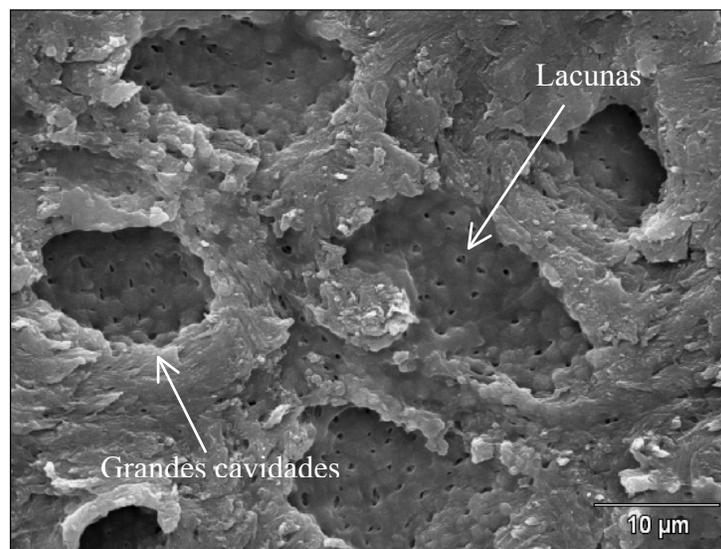


Figura 4.5- Fractografia dos espécimes de osso cortical bovino ensaiados em flexão em pontos mostrando as lacunas e cavidades ósseas. MEV.

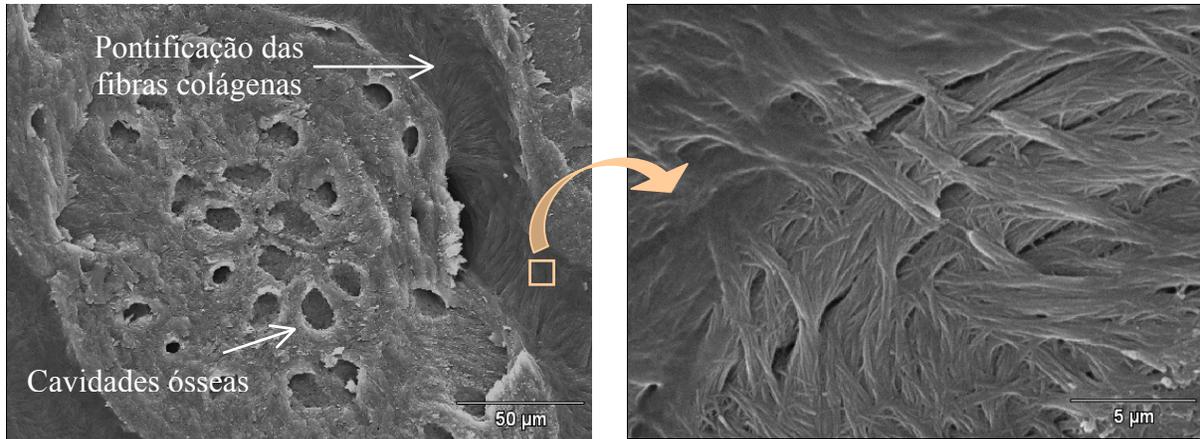


Figura 4.6- Fractografia da superfície de fratura do osso cortical bovino no ensaio de flexão em três pontos mostrando à esquerda lacunas e cavidades ósseas e a pontificação das fibras colágenas, à direita.

Outros tipos de microestruturas puderam ser observados na análise da superfície de fratura dos espécimes com falha perpendicular ao eixo longitudinal do osso, mostrados na Figura 4.3-b. Neste plano de fratura, Figura 4.7, predominam áreas de superfície mais ásperas, ou com maior irregularidade (CORONDAN e HAWORTH, 1986). Um dos mecanismos citados no item 2.6, o “microcracking”, também pode ser visualizado na Figura 4.7, mostrando que o osso consegue promover a redistribuição de tensões durante a aplicação de cargas, caracterizado pela presença de micro-trincas dispersas ao longo da seção transversal do espécime na figura abaixo.

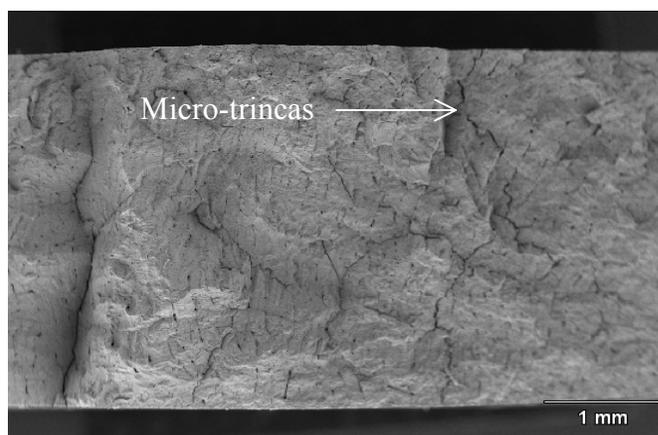


Figura 4.7- Fotografia da superfície de fratura dos espécimes com falha perpendicular de osso cortical bovino ensaiados em flexão em três pontos com a presença de micro-trincas dispersas ao longo da seção transversal. MEV.

Ainda neste plano, os canais de Volkman podem ser observados por serem canais direcionados transversalmente em relação ao eixo longitudinal do osso (Figura 4.8-a). O fato de que a presença de cavidades e canalículos são potentes geradores de tensões e podem causar a nucleação de trincas a partir dos mesmos pôde ser visualizado nesses experimentos onde uma trinca foi nucleada a partir de uma cavidade óssea, se propagou, porém teve seu curso interrompido devido à barreira estabelecida por outras microestruturas ósseas (FLECK e EIFLER, 2003), Figura 4.8-b.

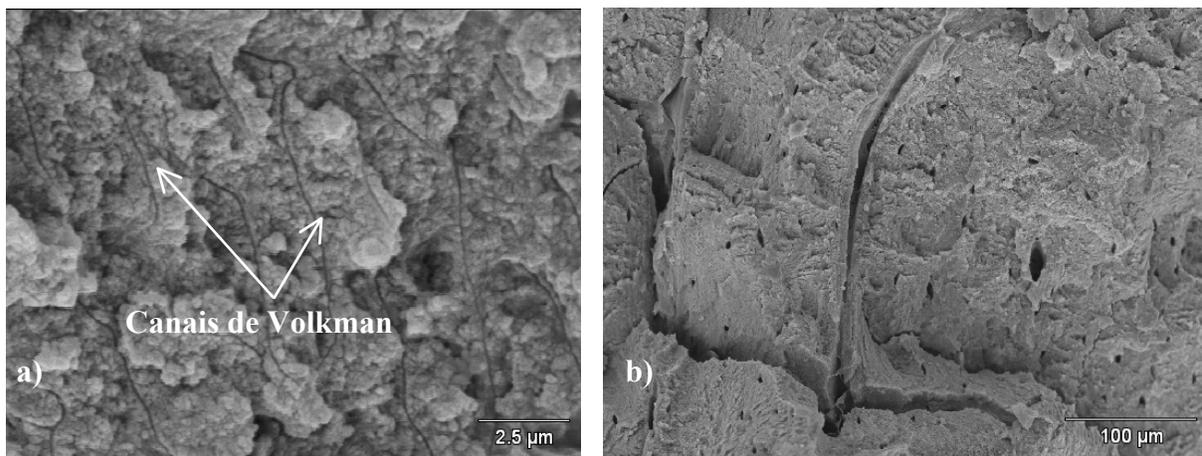


Figura 4.8- Análise microscópica da superfície de fratura do osso cortical bovino no ensaio de flexão em três pontos. a) Canais de Volkman; b) Micro-trincas originadas a partir das cavidades ósseas. MEV.

4.2.2- Superfície de fratura dos espécimes bovinos no ensaio de tenacidade à fratura

Na Figura 4.9 encontra-se a fotografia da superfície de fratura dos espécimes K_{Ic} de osso cortical bovino. A foto mostra, através do corte transversal do CP, o entalhe, seguida de uma região com grande irregularidade, a qual representa a área da obtenção da pré-trinca de fadiga, e, por último, uma área com superfície lisa, originada no ensaio de K_{Ic} propriamente dito. A maior irregularidade apresentada na região da pré-trinca de fadiga pode estar associada à maior resistência óssea às tensões aplicadas, originando marcas de resistência parecidas com “estrias”, caracterizando, assim, a morfologia da fadiga óssea. Com o aumento da força aplicada no ensaio K_{Ic} , a capacidade do osso em resistir às tensões diminui, caracterizando uma superfície de fratura mais lisa.

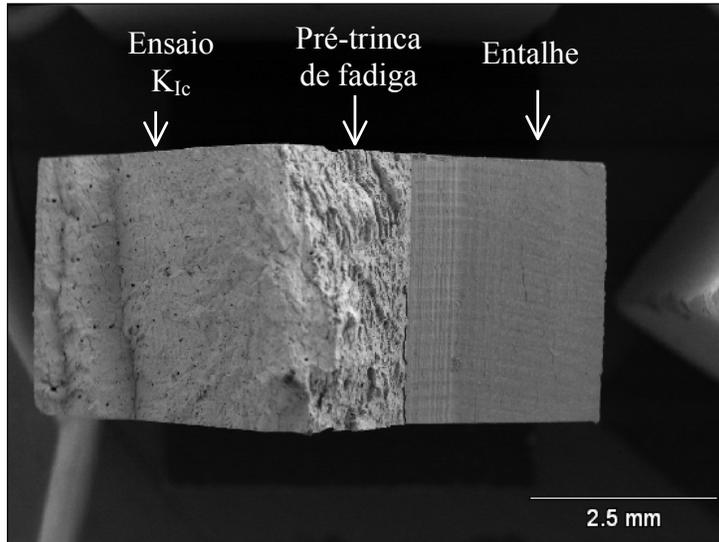


Figura 4.9- Fotografia da superfície de fratura de um espécime K_{Ic} de osso cortical bovino mostrando, da direita para esquerda, o entalhe, a área de obtenção da pré-trinca de fadiga, seguida pela região do ensaio de K_{Ic} propriamente dito, vista transversal do CP. MEV.

A figura 4.10-b mostra uma situação de ensaio comum à maioria dos CPs. A partir da ponta do entalhe, a pré-trinca de fadiga se propagou em uma direção longitudinal ao eixo do espécime, bilateralmente. Em alguns CPs, a trinca se propagou obliquamente, fazendo um formato em “V” até atingir as marcas de referência. Durante a segunda fase do ensaio K_{Ic} , a trinca que ocasionou a fratura transversal dos CPs (Figura 4.10-a) se propagou a partir da pré-trinca de fadiga e obteve um curso indireto através do espécime. Do ponto de vista microscópico (Figura 4.11), nota-se que a trinca se propaga pelo caminho de menor resistência, já que os osteons parecem interromper seu curso por serem uma estrutura de camadas concêntricas orientadas longitudinalmente, provocando, assim, a deflexão da trinca expondo as unidades de osteons em forma de cone (Figura 4.11). Este mecanismo, já citado anteriormente, chamado de arrancamento dos osteons, ou “pull-out”, caracteriza a separação da matriz e fibras (osteons), Figura 4.12.

Nos espécimes K_{Ic} de osso cortical bovino, verifica-se que as micro-trincas dispersas ao longo do CP são longitudinais, e portanto, não representam riscos de causar uma fratura completa transversal no espécime (Figura 4.13), caracterizando o mecanismo de “microcracking”. Dessa

forma, o aparecimento de novas micro-trincas no sentido longitudinal do espécime justifica sua defesa redistribuindo tensões.

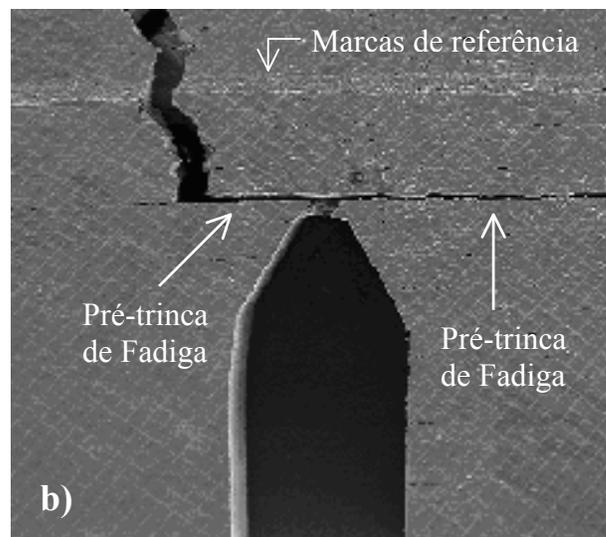
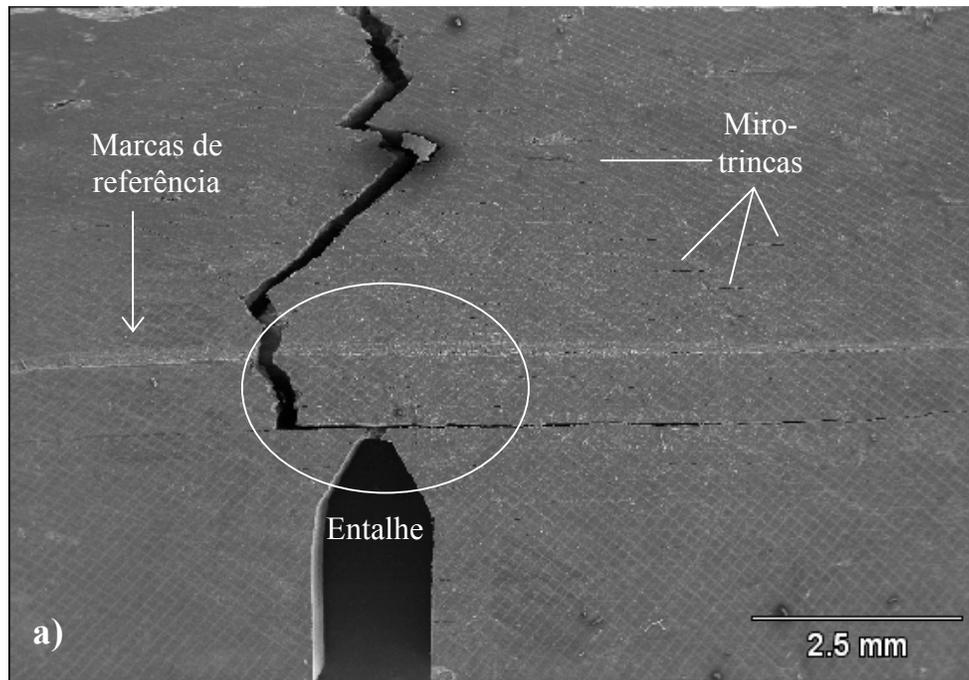


Figura 4.10- a) Fotografia do espécime de osso cortical bovino após o ensaio de tenacidade à fratura. As marcas de referência foram feitas para limitar o comprimento da pré-trinca de fadiga. Algumas micro-trincas dispersas no espécime aparecem com o ensaio mecânico. b) Propagação longitudinal da trinca a partir da ponta do entalhe (indicado pelas setas brancas) durante o estágio de obtenção da pré-trinca de fadiga. MEV.

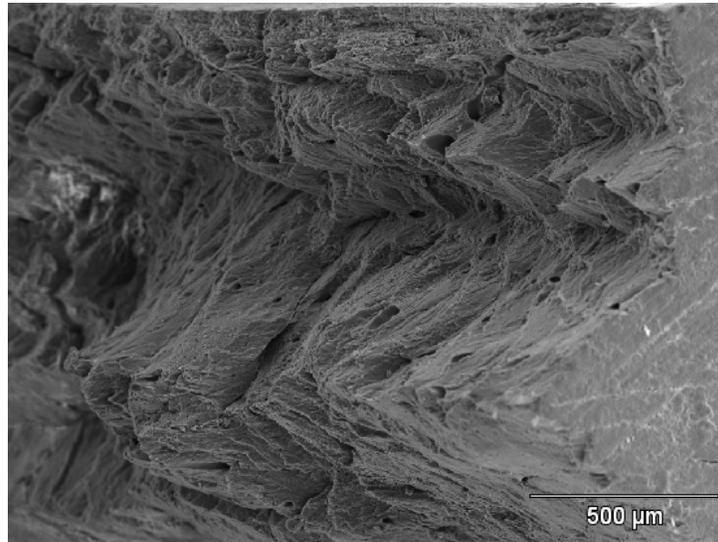


Figura 4.11- Fractografia do espécime K_{Ic} de osso cortical bovino mostrado na Figura 4.10-a. As irregularidades causadas pela propagação da trinca são decorrentes da barreira formada por microestruturas ósseas, como os osteons, causando a deflexão da trinca. MEV.

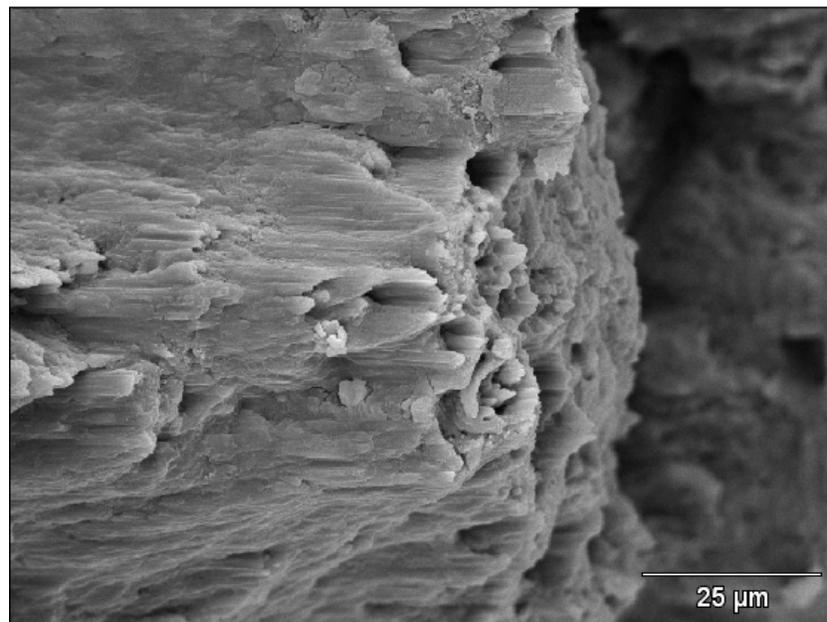


Figura 4.12- Fractografia do osso cortical bovino com descontinuidade e arrancamento dos osteons (“pull-out”) nos espécimes de tenacidade à fratura, retirada da região de fadiga mostrada na foto 4.9. MEV.

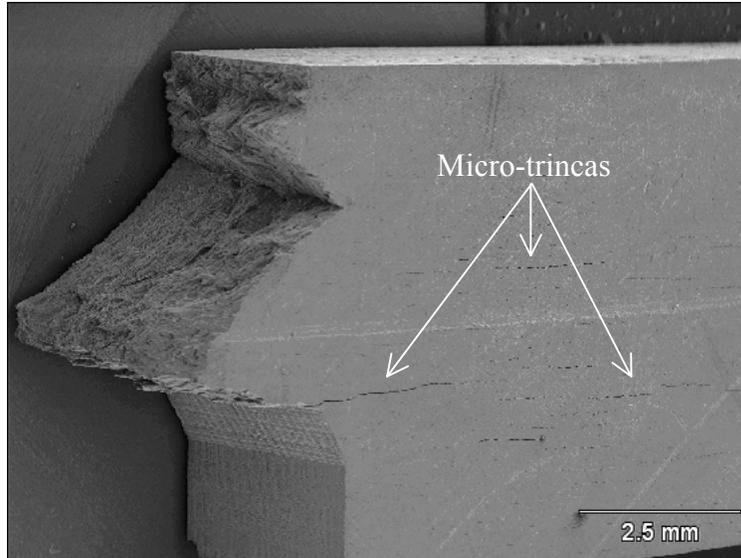


Figura 4.13- Fotografia do espécime K_{Ic} de osso cortical bovino com algumas micro-trincas longitudinais dispersas ao longo do CP.

A influência das microestruturas ósseas na propagação de uma trinca também foi identificada na análise de lâminas histológicas no Microscópio Óptico. A Figura 4.14-a é uma representação morfológica da superfície de fratura dos espécimes de flexão em três pontos e K_{Ic} . Nota-se que a superfície a ser analisada apresenta-se em declínio.

Ao realizar os cortes histológicos no criostato para a análise no MO, foi observado que a microestrutura predominante na ponta da superfície, ou seja, no nível mais alto da representação identificada com um círculo (Figura 4.14-a), eram lamelas osteonais (Figura 4.14-b). O restante da superfície de fratura era composta por lamelas regulares, Figura 4.14-c. Isso mostra a eficiência dos osteons em interromper o curso de uma trinca, pois ela procura um caminho de menor resistência para prosseguir, no caso, a trinca segue a linha cementada por não conseguir se difundir para dentro da estrutura concêntrica das lamelas osteonais, e com isso, muda de nível, visto que a linha cementada é uma estrutura longitudinal do osso. Já as lamelas regulares, orientadas transversalmente ao longo dos espécimes, com certo ângulo de inclinação, a fim de suportar forças de compressão, proporcionam um caminho livre à propagação da trinca.

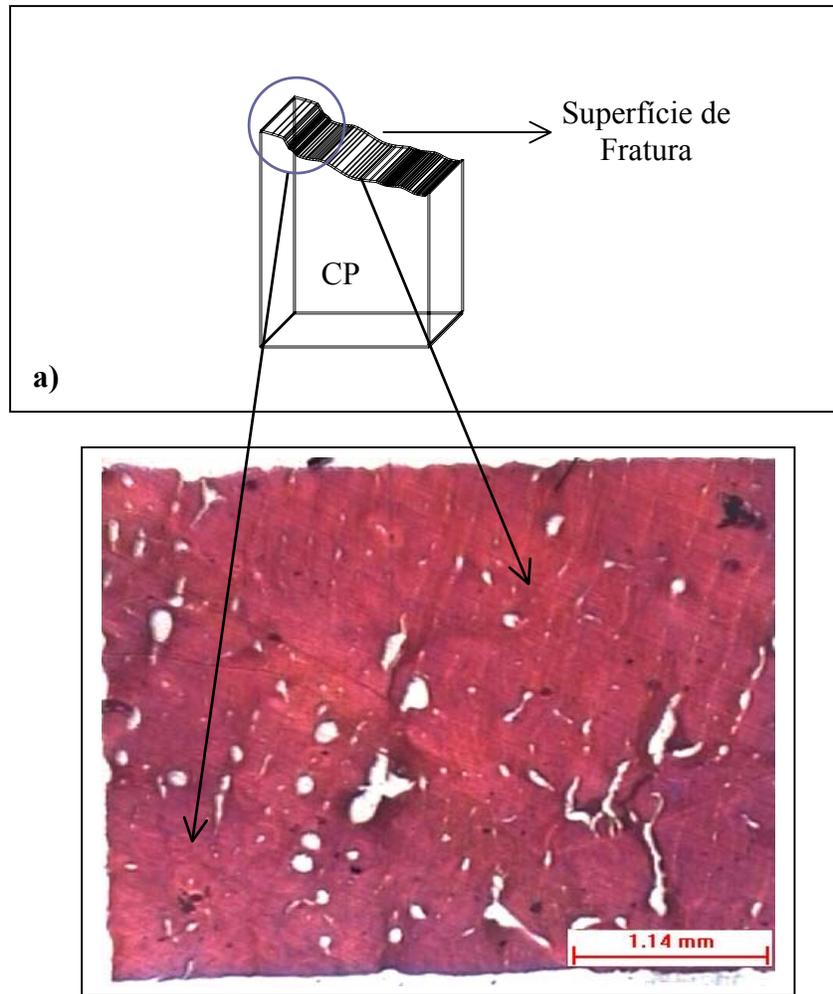


Figura 4.14- a) Esquema representando o espécime fraturado pelo ensaio mecânico e a superfície de fratura a ser analisada no MO; b) lamelas osteonais, microestrutura predominante na ponta do CP demarcada com o círculo e lamelas regulares, microestrutura predominante no restante da superfície de fratura do espécime. MO.

O conteúdo mineral dos espécimes bovinos foi determinado pela espectrometria de energia dispersiva de Raios-X (Figura 4.15). Os elementos a serem considerados como os constituintes inorgânicos dos espécimes de osso cortical bovino são o Na, Mg, P e Ca, presentes na espectroscopia. Os elementos restantes, C e O, são artefatos da técnica, como previamente descrito no Capítulo 3. As concentrações, em porcentagem de peso, dos componentes minerais do osso estão representadas na Tabela 4.3. É importante ressaltar que uma mineralização normal de ossos corticais deve obter uma proporção Ca/P de 1,7, encontrada nos experimentos deste

trabalho (Tabela 4.3). Essa condição já era esperada, pois não foram realizados tratamentos para desmineralizar ou aumentar a mineralização dos ossos. Apenas foi usada solução fisiológica para manter as condições minerais normais dos mesmos para os ensaios mecânicos.

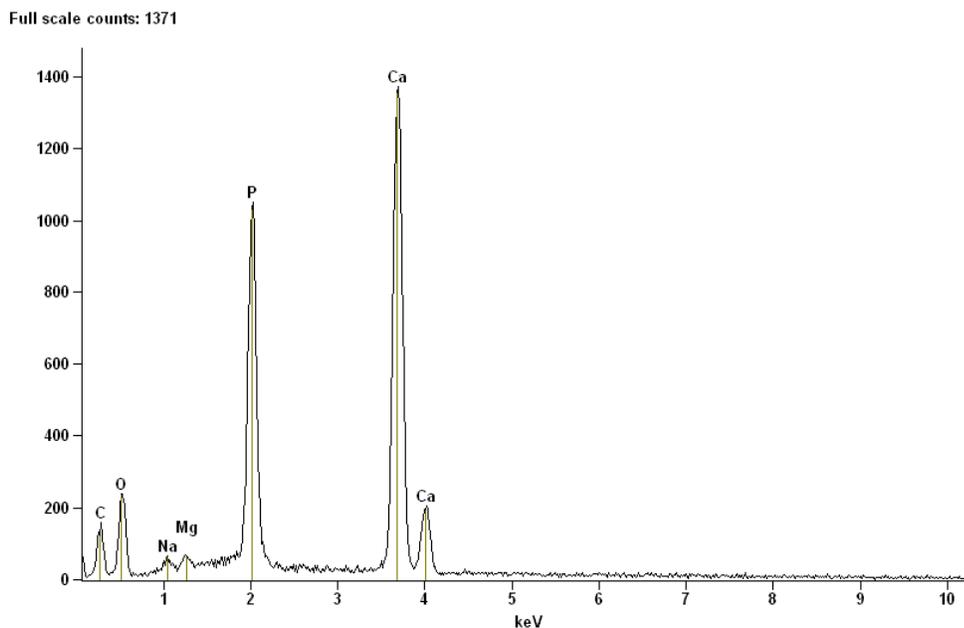


Figura 4.15- Espectro de Energia Dispersiva de Raios-X (EDS) do osso cortical bovino obtido no Microscópio Eletrônico de Varredura mostrando os constituintes minerais do osso.

Tabela 4.3- Composição química mineral do osso cortical obtida por Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios-X (EDS).

Elemento*	% em peso	% em concentração atômica	Erro da % em átomos
<i>Na</i>	2,12	3,34	+/- 0,53
<i>Mg</i>	1,00	1,49	+/- 0,17
<i>P</i>	29,73	34,67	+/- 0,47
<i>Ca</i>	67,15	60,51	+/- 0,47
Total	100,00	100,00	
Ca/P		1,74	

* peso seco da amostra

Capítulo 5

Discussão dos Resultados

5.1- Quanto à literatura consultada

As fraturas de “stress”, fraturas causadas pela fadiga óssea em indivíduos jovens que treinam rigorosamente, têm causado problemas para pesquisadores da área da saúde e bioengenheiros há alguns anos. As evidências dos efeitos da atividade do dia a dia podem ser obtidas em exames laboratoriais pós-morte para se observar a presença de micro-trincas na cortical óssea e analisar sua resposta frente a esses danos. Estudos anteriores propuseram que a falha óssea pode ocorrer em função do remodelamento ósseo (ZIOUPOS et al., 1996; MARTIN et al., 1997; LEE et al., 2002;), presença de micro-trincas (BURR et al., 1998; FLECK e EIFLER, 2003), composição mineral óssea (WANG e FENG, 2005), tipo de microestrutura predominante na cortical óssea (WRIGHT e RAYES, 1977; ZIOUPOS e CURREY, 1998; PHELPS et al., 2000), ou mesmo a idade (FRIEDL e NOUVO, 1992; ZIOUPOS e CURREY, 1998; FYHRIE et al., 1998; WANG et al., 1998, WANG et al., 2002; PHELPS et al., 2000).

Segundo estudo realizado por Fyhrie et al. (1998), as fraturas de “stress” diagnosticadas em recrutas militares apareceram entre a terceira e sétima semana após o início dos treinamentos militares. Burr et al. (1990) mostraram que as fraturas de “stress” podem ser induzidas pelo carregamento cíclico em animais *in vivo* e que o pico das lesões ocorrem durante a sexta semana de treinamento. Já Lee et al. (2002) acompanharam o processo de consolidação de ossos de carneiros danificados propositalmente com condutas cirúrgicas, as quais eram osteotomia, colocação de pinos e uma leve laceração do periósteo, dividindo os animais em 3 grupos. Durante a fase de recuperação, alguns fatores imprescindíveis da consolidação óssea foram observados.

Dentre eles, a densidade de trincas presentes no local de estudo teve seu pico na sexta semana após as condutas invasivas. Também durante a sexta semana, obteve-se o pico de osteons reabsorvidos por unidade de área. Já a partir da décima semana, a densidade de osteons teve seu pico máximo. Se, durante a fase de remodelamento ósseo em resposta aos micro-traumas originados, que tem seu pico de reabsorção das cavidades osteonais na sexta semana, o osso fica realmente fragilizado, é aceitável que ocorra falha óssea com a continuidade dos treinamentos, devido a menor densidade de osteons, os quais deveriam servir de barreira à trinca já presente. Dessa forma, um grande desencadeador das fraturas de “stress” é o remodelamento ósseo, inevitável durante um forte treinamento físico. Além disso, Zioupos et al. (2001) compararam as variáveis tempo e número de ciclos para analisar a importância de cada uma na falha óssea. Esses autores verificaram que a falha por fadiga em tração do osso cortical bovino e humano ocorreu mais significativamente pela variável tempo. Martin et al. (1997) já havia concluído que o processo de reparo biológico aos danos causados por fadiga pode também contribuir com o desenvolvimento das fraturas de “stress”.

Segundo alguns autores, acredita-se que a presença de micro-trincas espalhadas na cortical óssea fragiliza a estrutura óssea (SCHAFFLER et al., 1995; BURR et al., 1998; FLECK e EIFLER, 2003;). Em análise feita por O’Brien et al. (2000) para verificar o tamanho e formato de micro-trincas presentes nos ossos do quadril *in vivo*, foi observado que as trincas longitudinais eram maiores que as trincas transversais, em uma proporção de 4,6:1. Burr e Martin (1993) sugeriram que as micro-trincas são 4-6 vezes maiores no sentido longitudinal do que na área de seção transversal, ocorrendo mais facilmente na direção paralela aos osteons. Isso significa que, mesmo sendo maiores, as trincas longitudinais não apresentam um fator de risco para as fraturas de “stress”, pois o osso, para romper, deve ser seccionado ao longo de sua área transversal. Além disso, foi constatado por Margel-Robertson (1973) e Robertson et al. (1978) que já existe um grande número de micro-traumas na cortical do osso intacto.

Em relação à mineralização óssea, alguns autores afirmam que ela é diretamente proporcional às propriedades mecânicas do osso (MARTIN e BOARDMAN , 1993; WANG e FENG, 2005). Outros autores, porém, mostraram que este é um fator insignificante na resistência mecânicas do osso cortical (MILGROM et al., 1989; WANG et al., 1998; NALLA, 2004). No

atual estudo, a espectrometria dos espécimes analisados mostrou uma relação normal entre os minerais de cálcio e fósforo, aproximando do real os valores obtidos nos ensaios de flexão e de tenacidade à fratura. Currey (2003), em sua revisão sobre as adaptações ósseas, discutiu as diferenças entre ossos mais rígidos, porém menos tenazes, e suas respectivas funções no organismo. Mesmo para materiais não-biológicos, é muito difícil desenvolver um que possua tanto excelentes propriedades mecânicas, como uma excelente tenacidade. E o mesmo ocorre no osso, onde uma mineralização reduzida pode afetar negativamente algumas propriedades mecânicas do osso, como o módulo de elasticidade, sendo este extremamente tenaz. Wang e Feng (2005) mostraram recentemente que, apesar da baixa mineralização ser responsável pela perda de rigidez do osso, ela ainda não é considerada um fator de risco para a ocorrência de fraturas.

Os efeitos da idade mostraram ter uma relação inversamente proporcional nas propriedades mecânicas dos ossos (ZIOUPOS e CURREY, 1998; WANG et al., 1998; PHELPS et al., 2000; WANG et al., 2002;). Embora os achados desses estudos sejam coerentes, visto que a estrutura óssea se fragiliza ao longo dos anos, isso ainda não explica ou não é um fator significativo das causas das fraturas de “stress”. Como elas ocorrem, na grande maioria, em pessoas jovens (FRIEDL e NOUVO, 1992; FYHRIE et al., 1998), outros fatores devem ser, então, associados à sua etiologia. Segundo Fyhrie et al. (1998), a perda da resistência muscular na idade avançada previne a contração brusca da musculatura requerida e isso diminui o impacto do carregamento cíclico nos indivíduos mais velhos. Esses autores concluíram que a alta taxa de deformação causada pela rápida desaceleração da tíbia no apoio de calcâneo implica ser uma causa significativa das fraturas de “stress”, e esse mecanismo de impacto é maior em indivíduos jovens.

Os efeitos das microestruturas ósseas no mecanismo de fratura do osso serão discutidos posteriormente neste capítulo.

5.2- Quanto aos valores de MOR e E obtidos nos ensaios mecânicos

Espécimes retangulares de osso cortical bovino (tíbia) foram ensaiados mecanicamente em flexão em três pontos para verificar a resistência mecânica do material. A curva carga-deslocamento dos ensaios realizados (Figura 4.1) traça o perfil do comportamento ósseo em

resposta a uma carga aplicada. Pôde ser identificado que, apesar de complexo, uma visão não detalhada das propriedades do osso o caracteriza como um material frágil (MARTIN et al., 1997; LUCKSANASOMBOL et al. 2000). Os valores do módulo de ruptura, MOR, obtidos neste trabalho (Tabela 4.1) se aproximam dos valores descritos em estudos previamente realizados (SNYDER e SCHNEIDER, 1991; MARTIN e BOARDMAN, 1993; WANG et al., 2002), como visto na Figura 5.1.

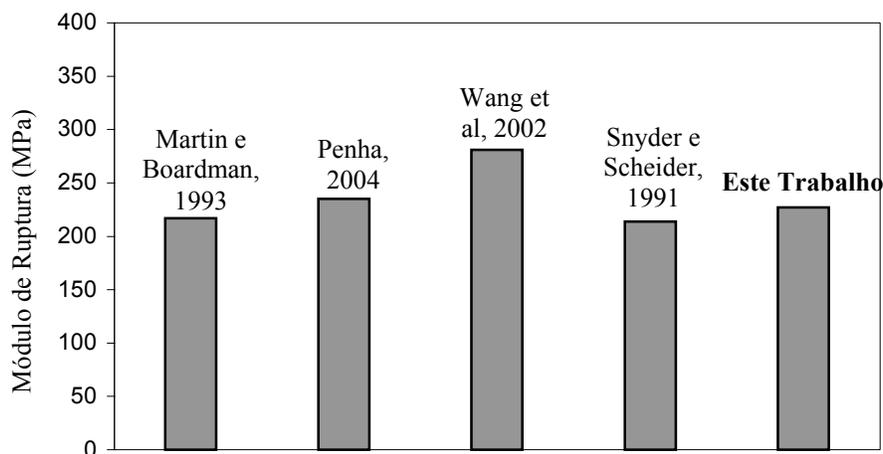


Figura 5.1- Comparação dos valores do Módulo de Ruptura, MOR, encontrados em trabalhos anteriores e no presente estudo, em espécimes de ossos ensaiados em flexão em três pontos.

Sendo as fraturas de “stress” uma enfermidade ortopédica local, pode-se dizer que elas ocorrem em áreas onde há grande concentração de tensões, as quais excedem a resistência óssea à fratura (MILGROM et al., 1989). Através dos cálculos de MOR em espécimes retangulares de osso cortical bovino, a resistência à fratura do osso pôde ser quantificada por meio da Equação 2.2. Os valores obtidos, Tabela 4.1, fornecem números elevados quando se trata de um material frágil, porém bem estruturado para suportar tensões cíclicas. Além disso, a resistência óssea também é associada ao momento de inércia da área, como previamente descrito por Milgrom et al. (1989), o qual determinou que o momento de inércia no eixo ântero-posterior da tíbia intacta é um potente fator de risco para as fraturas de “stress”. Isso deve ser levado em consideração uma vez que, de acordo com a Equação 2.2, quanto maior o I_z , menor será a tensão aplicada em um ponto no material. De fato, em seus experimentos pode ser constatado que os recrutas militares

com maior I_z eram menos pré-dispostos às fraturas de “stress”, o que também indica que forças em flexão são desencadeadoras de tais fraturas nos membros inferiores.

Neste trabalho foi utilizado o valor da flecha para o cálculo do módulo de elasticidade, E , por meio da Equação 2.6. O valor médio obtido foi de 7,8 GPa (Tabela 4.1) para os espécimes retangulares de osso cortical bovino ensaiados em flexão de três pontos. A flecha representa o deslocamento do material no ponto de aplicação da carga. Isso pode gerar valores aproximados de E . Comparando-se estes valores aos de outros trabalhos, Tabela 2.2, o fato dos outros estudos terem realizado ensaios não destrutivos deve ser considerado, pois isso gera maiores valores de E devido à necessidade de maior controle dos níveis de deformação, aumentando, assim, o valor da flecha (BRANDÃO, 1997).

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

Além disso, o osso é um material heterogêneo, descontínuo e anisotrópico, e por isso, o E não possui um valor único, e sim, aproximado, pois varia com a direção e modo de carregamento, microestruturas e dimensões dos espécimes (HASTINGS e DUCHEYNE, 2000).

5.3- Quanto aos valores de K_{Ic}

Neste trabalho, a metodologia da mecânica da fratura elástica linear foi aplicada para estudar a propagação transversal da trinca em espécimes de osso cortical bovino. O entalhe transversal foi escolhido, pois é a condição que simula as fraturas de “stress” em uma situação real (BEHIRI e BONFIELD, 1989).

Os valores de tenacidade à fratura, K_{Ic} , dos espécimes bovinos usados neste trabalho apresentaram-se ligeiramente acima dos valores encontrados na literatura especializada (Tabela 5.1). A razão da dispersão de tais valores pode ser a taxa de carregamento ou de deformação,

métodos de ensaio ou técnicas de preservação, além da anisotropia da estrutura óssea (MARGEL-ROBERTSON, 1973; BEHIRI e BONFIELD, 1984; LUCKSANASOMBOL et al., 2001.). As dimensões do espécime e sua microestrutura, como a densidade e tamanho dos osteons, porosidade e volume das fibras colágenas, também podem influenciar nas medidas de K_{Ic} (WRIGHT e HAYES, 1977; YAN et al., 2005).

Tabela 5.1- Valores de K_{Ic} encontrados em estudos anteriores e no presente estudo em espécimes bovinos com orientação transversal do entalhe, ensaiados em flexão em três pontos.

Referências	K_{Ic} (MPa.m ^{1/2})
Este Trabalho	9,6 ± 1,8
Yan et al, 2005	5,8
Behiri e Bonfield, 1989	6,5
Zioupos e Currey, 1998	7,33
Wang et al, 2002	5,09 ± 0,98
Margel-Robertson, 1973	6,5

A determinação da carga crítica para se calcular K_{Ic} pode ser feita de diferentes maneiras. Neste estudo, todos os espécimes obtiveram uma curva carga-deslocamento Tipo I, segundo ASTM E399-97, também encontrada nos resultados de Tanabe e Bonfield (1999) em espécimes de tração compacta, Figura 2.12. Nesse tipo de curva, a carga máxima atingida é usada como carga crítica para se derivar os valores de K_{Ic} . Devido ao uso da carga máxima obtida na curva, maiores valores de K_{Ic} foram encontrados neste trabalho. A curva também mostra uma propagação instável da trinca, ou seja, fratura frágil do material, do ponto de vista macroscópico, Figura 4.2. O mesmo ocorreu com os resultados de Melvin e Evans (1973) apud Wright e Hayes (1977), porém difere dos achados de Wright e Hayes (1977), que, apesar de obter o mesmo tipo de curva em seus experimentos, Tipo I, concluiu que os espécimes bovinos de tração compacta falharam por nucleação e propagação estável da trinca. Os resultados encontrados por Melvin e Evans (1973) apud Wright e Hayes (1977) ainda mostraram que a propagação instável da trinca aumenta os valores de K_{Ic} tanto para espécimes com entalhe longitudinal, quanto para espécimes com entalhe transversal.

Além disso, as condições impostas pela norma ASTM E399-97, dadas pela Equação 2.5, são satisfeitas neste estudo, validando os valores de K_{Ic} obtidos.

Como um material anisotrópico, o osso responde diferentemente de acordo com a direção das cargas aplicadas. Os efeitos da orientação da trinca em relação ao eixo longitudinal do osso tem uma grande influência nos valores de K_{Ic} (Figura 5.2). Behiri e Bonfield (1989) demonstraram que um aumento significativo da tenacidade à fratura ocorre com a alteração da posição do entalhe de longitudinal para transversal do entalhe, respectivamente. No mais, a tenacidade à fratura em espécimes com entalhe transversal mostrou ser duas vezes maior que nos espécimes com entalhe longitudinal (BEHIRI e BONFIELD, 1989; FENG et al., 2000; LUCKSANAMBOL et al., 2000). Neste trabalho foi usado um CP retangular com entalhe transversal. Isso é um outro fator que pode justificar os resultados obtidos nos ensaios de tenacidade à fratura deste trabalho, os quais podem ter sido influenciados pela fratura transversal do osso.

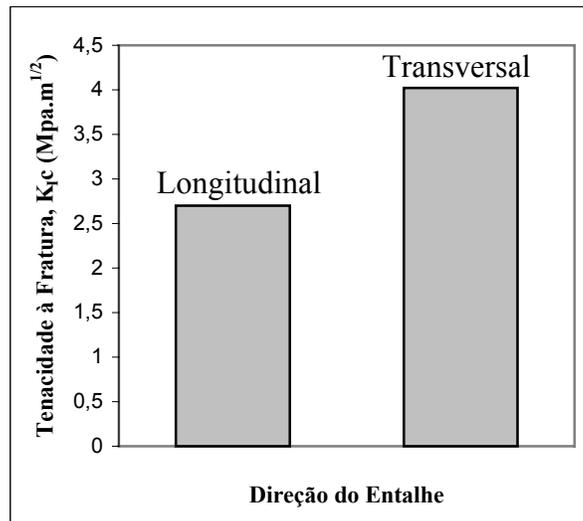


Figura 5.2- Variação da tenacidade à fratura em relação à orientação da direção do entalhe; valores obtidos a partir da Tabela 2.4.

O ensaio de tenacidade à fratura oferece informações sobre as condições que levam à nucleação de uma trinca. Em relação a outros materiais, os metais, por exemplo, o osso possui baixo K_{Ic} , o que significa que sua resistência à propagação de trincas é baixa e dependente de sua microestrutura (ZIOUPOS e CURREY, 1998), ou seja, a partir do momento em que uma trinca é

nucleada, ela é facilmente propagada provocando a fratura. Isso deve ser levado em conta no caso de atletas que estão sob treinamento rigoroso e que, portanto, possuem maiores chances de nucleação de micro-trincas na cortical óssea devido à grande frequência das atividades físicas.

A partir desses dados, também pode ser concluído que a mecânica da fratura elástica linear é corretamente empregada no ensaio de ossos corticais, pois é um critério de análise de falha para materiais que apresentam pouca plasticidade e baixo K_{Ic} .

Porém, a seguir será discutido como algumas microestruturas facilitam o desenvolvimento de trincas, enquanto outras dificultam sua propagação, tornando o osso mais tenaz.

5.4- Mecanismo de Fratura do Osso Cortical

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi usada para analisar a superfície de fratura dos espécimes ensaiados. A fractografia é muito útil para avaliar as causas de falha do material, uma vez que a área de fratura fornece o registro de tempo e as características de como se desenvolveu o processo de falha completa. Neste trabalho, alguns aspectos do mecanismo da fratura óssea puderam ser observados nos espécimes ensaiados em flexão em três pontos.

A análise fractográfica dos espécimes bovinos mostrou que o osso fratura de uma maneira irregular, Figura 4.4. Nota-se uma superfície lisa central em relação a uma superfície de fratura áspera e com presença de irregularidades nas extremidades do espécime como já observado por Corondan e Haworth (1986) e Zioupos (1998). Uma recente análise fractográfica de espécimes humanos utilizados em ensaios de fadiga em tração mostrou este mesmo aspecto de fratura (ZIOUPOS et al., 1996). Tal efeito pode ser atribuído a uma transição dúctil/frágil da fratura desses espécimes, pois áreas de aspereza representam uma certa resistência e grande absorção de energia antes da falha. Já uma superfície de fratura mais lisa não mostra sinais de resistência ao curso de propagação da trinca. Hastings e Ducheyne (2000) propuseram que a fratura dúctil dos espécimes está associada ao mecanismo de arrancamento dos osteons (mecanismo de “pull-out”) e, por isso, associada à irregularidade da superfície de fratura. Segundo Robertson et al. (1978), os quais analisaram previamente o tamanho da zona plástica no osso cortical, observaram em

seus experimentos que ela se estendia ao longo de 1 a 5 lamelas do Sistema de Havers. Isso gera um rompimento isolado ou de grupos de osteons durante a propagação da trinca (“pull-out”), que indica uma região de zona plástica ou de fratura dúctil do material. Da mesma forma, Vashishth (2004) obtiveram em seus experimentos uma curva de resistência à propagação da trinca (curva-R) crescente e linear, o que representa uma característica de plasticidade obtida pelo material durante o processo de fratura. Já a superfície de fratura lisa pode ser caracterizada pela propagação instável da trinca através das microestruturas ósseas, que no caso, pode ser associada ao acompanhamento da trinca ao longo da linha cementada. Por outro lado, Fleck e Eifler (2003) também verificaram que a irregularidade da superfície de fratura dos ossos corticais é muito influenciada pelo modo de carregamento mecânico, tração ou flexão, por exemplo, gerando diferentes áreas morfológicas de fratura.

Já durante a obtenção da pré-trinca de fadiga no ensaio de tenacidade à fratura dos espécimes, a trinca se propagou em uma direção não perpendicular ao eixo longitudinal do osso, como já descrito por Yeni e Fyhrie (2002) e Robertson et al. (1978). Ela teve um curso bilateralmente a partir da ponta da trinca (Figura 4.10-b), se propagando paralelamente ao espécime. Porém, no ensaio de tenacidade à fratura propriamente dito, o mecanismo de fratura do osso mostrou ser independente da orientação da trinca obtida inicialmente na obtenção da pré-trinca (BEHIRI e BONFIELD, 1989), mas dependente de sua microestrutura (CORONDAN e HAWORTH, 1986; FLECK e EIFLER, 2003; NALLA et al., 2003; O’BRIEN et al., 2003; NALLA et al., 2004). Com o aumento da força aplicada no ensaio, a trinca procura percorrer o caminho mais fácil para atingir a falha completa do osso. Isto é claramente visível na figura 4.10-a, pois ela não segue em linha reta através do CP, tendo, inclusive, diferentes cursos através da seção transversal do espécime. Este mecanismo pode estar relacionado com a densidade de osteons próxima à superfície de fratura já que eles podem representar uma barreira mais eficaz à propagação da trinca (YAN et al., 2005). Segundo Corondan e Haworth (1986), um menor número de osteons foram encontrados justamente na superfície de fratura e em áreas próximas a ela em espécimes humanos ensaiados em flexão em três pontos e tração.

Além disso, a análise microscópica dos micro-traumas *in vivo* mostrou que as trincas tendem a iniciar e se propagar ao longo da interface matriz-osteon (SCHAFFLER et al., 1995).

Fleck e Eifler (2003) observaram por microscopia óptica que a maioria das trincas na superfície de fratura de espécimes submetidos ao carregamento cíclico se iniciavam em lugares de alta concentração de tensão como os canais de Volkamn e de Havers, e terminavam na região das lamelas do Sistema de Havers ou no seu interstício, como mostrado nos resultados deste experimento, na Figura 4.8-b e 4.14-b. Zioupos et al. (1998) enfatizam em seu estudo a importância da iniciação da trinca e sua propagação. Nos materiais frágeis, a trinca não consegue ser interrompida uma vez que é iniciada. Já o tecido ósseo utiliza recursos como a deflexão da trinca, vista nos resultados deste trabalho (Figura 4.10-a), pontificação (Figura 4.6), “pull-out” dos osteons (Figura 4.12), entre outras, as quais aumentam a energia requerida para fratura. E quanto maior for a resistência à propagação da trinca por esses mecanismos, mais tenaz é o material, possuindo menores chances de desenvolver as fraturas de “stress”. Por isso, o tecido ósseo é muitas vezes chamado de um material quase-frágil (ZIOUPOS e CURREY, 1998; ZIOUPOS, 1998; DE SANTIS, 2000).

O fato de espécimes com entalhe longitudinal possuírem menores valores de K_{Ic} que espécimes com entalhe transversal também é justificado pela disposição das microestruturas ósseas. De acordo com alguns autores (PHELPS et al., 2000; RITCHIE et al., 2005), menores valores de K_{Ic} ocorrem porque a propagação da trinca ao longo do eixo longitudinal do osso encontra menor resistência, pois apenas acompanha o sentido longitudinal da linha cementada, enquanto que a propagação transversal da trinca segue um curso por onde ela deve passar através dos osteons, aumentando sua resistência à fratura. Dessa forma, se a densidade de osteons for alta, maior será a resistência do osso à propagação de trincas e maior será o valor de K_{Ic} (CORONDAN e HAWORTH, 1986; YAN et al., 2005; RITCHIE et al., 2005). Tal fato também foi verificado na análise de microscopia óptica dos espécimes deste trabalho, em que os osteons interrompem o curso transversal da trinca por serem estruturas densas presentes na diáfise de ossos longos em uma orientação longitudinal.

Também pode ser notado que, ao redor da ponta da trinca formaram-se outras micro-trincas, porém estas não se propagaram até a falha completa do espécime (Figura 4.8-b e 4.13), mecanismo de fratura chamado por alguns autores de “microcracking”. O mesmo foi observado por Fleck e Eifler (2003) e ainda confirma a hipótese de Vashishth et al. (1997) de que a

microestrutura do osso gera micro-trincas dispersas ao longo do espécime para distribuir tensões. O “microcracking” acontece por causa dos sítios já existentes na microestrutura óssea que desencadeiam a nucleação de trincas facilmente, como cavidades e canalículos (Figura 4.5), porém sua propagação pode ser interrompida devido à barreira de outras microestruturas, Figura 4.8-b, e isso, por consequência, faz com que as tensões geradas sejam distribuídas ao longo do osso.

Capítulo 6

Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros

Para as condições analisadas neste trabalho, pode-se concluir que:

1. Do ponto de vista macroscópico, o osso cortical bovino estudado *in vitro* se comportou como um material frágil em relação aos ensaios mecânicos de flexão em três pontos e tenacidade à fratura.
2. Os valores de MOR obtidos nos ensaios mecânicos ($227,5 \text{ MPa} \pm 16,8$) mostraram que o osso cortical é um material mecanicamente resistente, quando comparado a outros materiais de uso em engenharia.
3. Os valores do módulo de elasticidade do osso cortical bovino, segundo os ensaios mecânicos deste trabalho ($E = 7,8 \text{ GPa} \pm 1,9$), se mostraram relativamente inferiores, classificando o osso cortical como um material pouco rígido.
4. A tenacidade à fratura do osso cortical bovino ($K_{Ic} = 9,6 \text{ MPa.m}^{1/2} \pm 1,9$) também mostrou que o osso cortical é um material pouco resistente à propagação de trincas, ou seja, pouco tenaz segundo os resultados deste estudo.
5. Embora seja pouco tenaz e rígido, o osso cortical ainda apresenta mecanismos de fratura oferecidos por sua microestrutura que podem aumentar relativamente sua resistência à propagação transversal de trincas.

Como sugestões para trabalhos futuros, pode-se citar:

1. Estudar o comportamento mecânico do tecido ósseo quando submetido ao carregamento cíclico.
2. Verificar os efeitos do modo de carregamento dos ensaios mecânicos sobre o mecanismo de fratura do osso cortical.
3. Verificar se o remodelamento do osso depende do tempo de carregamento, do aparecimento de micro-trincas, do tamanho das micro-trincas, ou ainda, da energia desprendida durante o processo de ruptura.
4. Identificar outros fatores de risco para as fraturas de “stress” e verificar se elas estão relacionadas ao momento de inércia da área de ocorrência da fratura, à tensão e/ou tamanho da trinca.

Referências Bibliográficas

American College of Sports Medicine, Indianapolis, Berlinda R. Beck. *Stress Fractures - current comment*. IN 46206-3233 USA, Fev 2000.

American Society for Testing and Materials, EUA. ASTM E399; Standard Test Method for Plane-Strain Fracture Toughness of Metallic Materials, 1990 (reaprovada em 1997), 30 p.

American Society for Testing and Materials, EUA. ASTM E1290; Standard Test Method for Crack-Tip Opening Displacement (CTOD) Fracture Toughness Measurement, 2002, 13 p.

American Society for Testing and Materials, EUA. ASTM D790; Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials, 2003, 11 p.

An, Y.; Draughn, R. *Mechanical Testing of Bone and the Bone Implant Interface*. CRC Press: Boca Raton, Florida, 2000, 624 p.

Ascenzi, A.; Boyde, A.; Portigliatti, M.; Carando, S. Micro-Biomechanics vs Macro-Biomechanics in cortical bone. A micromechanical investigation of femurs deformed by bending. *Journal of Biomechanics*, v. 20 (11-12), pp. 1045-1053, 1987.

Bailey, F. R.; Copenhaver, W. M.; Bunge, R.; Bunge, M. *Histologia*. São Paulo: Ed. Edgard Blücher, 1973.

Behiri, J. C.; Bonfield, W. Fracture mechanics of bone – the effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture. *Journal of Biomechanics*, v. 17, (1), pp. 25-34, 1984.

Behiri, J. C.; Bonfield, W. Orientation dependence of the fracture mechanics of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, v. 22, (8-9), pp. 863-872, 1989.

Bennell, K.; Matheson, G.; Meeuwse, W. Risk factors for stress fractures. *Sports Medicine*, v. 28, pp. 91-122, 1999.

Bonfield W.; Datta, P. K. Fracture toughness of compact bone. *Journal of Biomechanics*, v. 9, (3), pp. 131-134, 1976.

Bonfield, W.; Grynblas, M. D.; Young, R. J. Crack velocity and the fracture of bone. *Journal of Biomechanics*, v. 11, (10-12), pp. 473-479, 1978.

Brandão, J. *Módulo de elasticidade de ossos corticais: revisão e otimização da metodologia para ossos longos*. Ribeirão Preto: Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1997, 85 p. Tese (Mestrado).

Brukner, P.; Khan, K. **Clinical sports medicine**. Sydney, c2005. Disponível em: <<http://www.clinicalsportsmedicine.com>> Acesso em: 10 jul. 2006.

Burr, D. B.; Martin, R. B.; Schaffler, M. B.; Radin, E. L. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. *Journal of biomechanics*, v. 18, (3), pp. 189-200, 1985.

Burr, D. B.; Schaffler, M. B.; Frederickson, R. G. Composition of the Cement Line and its Possible Mechanical Role as a Local Interface in Human Compact Bone. *Journal of Biomechanics*, v. 21, (11), pp. 939-945, 1988.

- Burr, D. B.; Milgrom, C.; Boyd, R. D.; Higgins, W. L.; Robin, G.; Radim, E. L. Experimental stress fractures of the tibia. *Journal Bone Joint Surg*, vol. 72-B, pp. 370-375, 1990.
- Burr, D. B.; Martin, B. Calculating the probability that microcracks initiate resorption spaces. *Journal of Biomechanics*, v. 26, (4-5), pp. 613-616, 1993.
- Burr, D. B.; Turner, C.; Naick, P.; Forwood, M.; Ambrosius, W.; Hasan, M. S.; Pidaparti, R. Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone? *Journal of Biomechanics*, v. 31, (5), pp. 337-345, 1998.
- Callister, W. D. *Ciência e Engenharia dos Materiais: uma introdução*. Rio de Janeiro: Ed. Livros Técnicos e Científicos, 5º ed., 2002, 589 p.
- Christiansen, D. L.; Huang, E. K.; Silver, F. H. Assembly of Type I collagen: fusion of fibril subunits and the influence of fibril diameter on mechanical properties. *Matrix Biology*, v. 19, (5), pp. 409-420, 2000.
- Coris, E. E.; Kaeding, C. C.; Marymont, J. V. Tarsal Navicular Stress Injuries in Athletes. *Orthopedics*, v. 26, (7), pp. 733-737, 2003.
- Corondan, G.; Haworth, W. A fractographic study of human long bone. *Journal of Biomechanics*, v. 19, (3), pp. 207-218, 1986.
- Cowin, S. C. *Bone Mechanics*. Florida: Ed. CRC Press, 1989.
- Currey, J. D. Strain rate and mineral content in fracture models of bone. *Journal of Orthopaedic Research*. v. 6, (1), pp. 32-38, 1988.
- Currey, J. D. Mechanical properties of vertebrate hard tissue. *Proc Instn Mech Engers, Part H*, v. 212, pp. 399-412, 1998.

Currey, J. D. The many adaptations of bone. *Journal of Biomechanics*, v. 36, (10), pp. 1487-1495, 2003.

De Santis, R.; Anderson, P.; Tanner, K. E.; Ambrosio, L.; Nicolais, L.; Bonfield, W.; Davis, G. R. Bone fracture analysis on the short rod chevron-notch specimens using the X-ray computer micro-tomography. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v. 11, (10), pp. 629-636, 2000.

Dieter, G. E. *Mechanical metallurgy*, Nova York: Ed. McGraw-Hill, 1986, 751 p.

Ekeman, I.; Halvorsen, K.; Westblad, P.; Fellander-Tsai, L.; Dolf, C. Local Bone Deformation at Two Predominant Sites for Stress Fracture of the Tibia: an in vivo study. *Foot and Ankle International*, v. 19, (7), pp. 479-484, 1998.

Elices, M. *Structural biological Materials: Design & Structure-Property Relationships*. New York: Ed. Elsevier Science, 2000.

Evans, F. G. *Mechanical Properties of Bone*. Springfield: Ed. Charles C. Thomas, 1973.

Feng, Z.; Rho J.; Han, S.; Ziv, I. Orientation and loading condition dependence of fracture toughness in cortical bone. *Materials Science and Engineering C*, v. 11, (1), pp. 41-46, 2000.

Fleck, C.; Eifler, D. Deformation behavior and damage accumulation of cortical bone specimens from equine tibia under cyclic loading. *Journal of Biomechanics*, v. 36, (2), pp. 179-189, 2003.

Friedl, K. E.; Nuovo, J. A. Factors associated with stress fractures in young army women: indications for further research. *Mil. Med.*, vol. 157, pp. 334-338, 1992.

- Fyhrie, D. P.; Milgrom, C.; Hoshaw, S. J.; Simkin, A.; Dar, A.; Drumb, D.; Burr, D. Effect of Fatiguing Exercise on Longitudinal Bone Strain as Related to Stress Fracture in Humans. *Annals of Biomedical Engineering*, vol 26, pp. 660-665, 1998.
- Garcia, A. *Ensaio dos Materiais*. Rio de Janeiro: Ed. Livros Técnicos e Científicos, 2000, 247 p.
- Gartner, L. P.; Hiatt, J. L. *Tratado de Histologia: em cores*. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 1999, 426 p.
- Getty, R. *Anatomia dos Animais Domésticos*. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 5^o ed., 1986.
- Guyton, A. C. *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, 973 p.
- Hamill, J.; Knutzen, K. M. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo: Ed. Manole, 1999, 532 p.
- Hastings, G. W.; Ducheyne, P. *Natural and Living Biomaterials*. Florida: CRC Press, 2000.
- Hertzberg, R. W. *Deformation and fracture mechanic of engineering materials*. Nova York: John Wiley & Sons, 4^o ed., 1996, 786 p.
- Hootman, J. M.; Macera, C. A.; Ainsworth, B. E.; Addy, C. L.; Martin, M.; Blair, S. N. Epidemiology of musculoskeletal injuries among sedentary and physically achieve adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 34, (5), pp. 838-844, 2002.
- Jensen, J. E. Stress fractures in the world class athlete: a case study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 30, (6), pp. 783-787, 1998.

Junqueira, L. C.; Carneiro, J. *Histologia Básica*. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 9^o ed, 1999, p. 111.

Keller, T. T; Mao, Z.; Spengler, D. M. Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 8, (4), pp. 592-603, 1990.

Lee, T. C.; Staines, A.; Taylor, D. Bone adaptation to load: microdamage as a stimulus for bone remodeling. *Journal of Anatomy*, vol. 201, pp. 437-446, 2002.

LeGeros, R. Z. *Calcium Phosphates in Oral Biology and Medicine*. São Francisco: Ed. Copyright Monographs in oral Science, v. 15, 1991, 201 p.

Lieberman, D. E.; Pearson, O. M.; Polk, J. D.; Demes, B. Optimization of bone growth and remodeling in response to loading in tapered mammalian limbs. *Journal of Experimental Biology*, v. 206, (18), pp. 3125-3138, 2003.

Lucksanasombol, P.; Higgs, W. A. J.; Higgs R. J.; Swain, M. V. Fracture toughness of bovine bone: influence of orientation and storage media. *Biomaterials*, v. 22, (23), pp. 3127-3132, 2001.

Margel-Robertson, D. R. *Studies of fracture in bone*. Stanford: Stanford University, 1973, Tese (Ph.D.), 222 p.

Markey, K. L. Stress fractures. *Clinical Sports Medicine*, v. 6, (2), pp. 405-25, 1987.

Martin, R. B.; Boardman, D. L. The Effects of Collagen Fiber Orientation, Porosity, Density, and Mineralization on Bovine Cortical Bone Bending Properties. *Journal of Biomechanics*, v. 26, (9), pp. 1047-1054, 1993.

- Martin, R. B.; Gilson, V. A.; Stover, S. M.; Gilbeling, J. C.; Griffin, L. V. Residual strength of equine bone is not reduced by intense fatigue loading: implications for stress fracture. *Journal of Biomechanics*, v. 30, (2), pp. 109-114, 1997.
- Melvin, J. W.; Evans, F. G. *Crack propagation in bone*. Detroit: ASME Symposium, 1973. apud, Wright, T. M.; Hayes, W. C. Fracture Mechanics Parameters for Compact Bone – Effects of Density and Specimen Thickness. *Journal of Biomechanics*, v.10, (7), pp. 419-430, 1977.
- Milgrom, C.; Giladi, M.; Simkin, A.; Rand, N.; Kedem, R.; Kashtan, H.; Stein, M.; Gomori, M. The area moment of inertia of the tibia: a risk factor for stress fractures. *Journal of Biomechanics*, v. 22, (11-12), pp. 1243-1248, 1989.
- Milgrom C.; Simkin, A.; Eldad, A.; Nyska, M.; Finestone, A. Using Bone's Adaptation Ability to Lower the Incidence of Stress Fractures. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 28 (2), pp. 245-251, 2000.
- Moyle, D.; Gavens, A. Fracture Properties of Bovine Tibial Bone. *Journal of Biomechanics*, v. 19, (11), pp. 919-927, 1986.
- Nalla, R. K.; Kinney, J. H.; Ritchie, R. O. Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. *Nature Materials*, v. 2, pp. 164-168, 2003.
- Nalla, R. K.; Kruzic, J. J.; Ritchie, R. O. On the origin of the toughness of mineralized tissue: microcracking or crack bridging?. *Bone*, v. 34, (5), pp. 790-798, 2004.
- Norman, T. L.; Yeni, Y. N.; Beown, C. U.; Wang, Z. Influence of Microdamage on Fracture Toughness of the Human Femur and Tibia. *Bone*, v. 23, (2), pp. 303-306, 1998.

Norman, T. L.; Vashishth, D.; Burr, D. B. Effect of Groove on Bone Fracture Toughness. *Journal of Biomechanics*, v. 25, (12), pp. 1489-1492, 1992.

Norman, T. L.; Vashishth, D.; Burr, D. B. Fracture Toughness of human bone under tension. *Journal of Biomechanics*, v. 28, (3), pp. 309-320, 1995.

O'Brien, F. J.; Taylor, D.; Dickson, G. R.; Lee, T. C. Visualization of three-dimensional microcracks in compact bone. *Journal of Anatomy*, v. 197, pp. 413-420, 2000.

O'Brien, F. J.; Taylor, D.; Lee T. C. Microcrack accumulation at different intervals during fatigue testing of compact bone. *Journal of Biomechanics*, v. 36, pp. 973-980, 2003.

Penha, V. T. B. B. *Efeitos do congelamento e descongelamento sucessivos nas propriedades mecânicas em ossos corticais*. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2004, 127 p. Tese (Mestrado).

Phelps, J. B.; Hubbard, G. B.; Wang, X.; Agrawal, C. M. Microstructural heterogeneity and the fracture toughness of bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 51, (4), pp. 735-741, 2000.

Popov, E. P. *Engineering Mechanics of Solids*. New Jersey: Ed. Prentice-Hall, 2^a ed, 1990.

Reeder, M. T.; Dick, B. H.; Atkins, J. K.; Pribis, A. B. Stress fractures – current concepts of diagnosis and treatment. *Sports Medicine*, v. 22, (3), pp. 198-212, 1996.

Resnick, D.; Goergen, T.; Niwayama, G. *Traumatic, Iatrogenic, and Neurogenic Diseases*. 2^o ed. Reading: RESNICK & NIWAYAMA, 1988, Cap. 17, Diagnosis of bone and joint disorders, pp. 2756-3154.

Reström, P.A. *Sports Injuries*, Blackwell Scientific Publications, London, 1993, p. 43-45.

- Rho, J.; Aahman, R.; Turner, C. Young's Modulus of Trabecular and Cortical Bone Material: Ultrasonic and Microtensile Measurements. *Journal of Biomechanics*, v. 26, (2), pp. 111-119, 1993.
- Rho, J.; Kuhn-Spearing, L; Zioupos, P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, v. 20, pp. 92-102, 1998.
- Ritchie, R. O.; Kinney, J. H.; Kruzic, J. J.; Nalla, K. A fracture mechanics approach to the failure of cortical bone. *Fatigue and Fracture of Engineering Materials and Structures*, v. 28, (4), pp. 345-371, 2005.
- Robertson, D. M.; Robertson, D.; Barret, C. R. Fracture toughness, critical crack length and plastic zone size in bone. *Journal of Biomechanics*, v. 11, (8-9), pp. 359-364, 1978.
- Rode, S. M.; Faria, M. R.; Monteiro, M. P. O uso de microondas para descalcificação de tecidos mineralizados da mandíbula de ratos. *Revista Odontológica da Universidade de São Paulo*, v. 10, (1), pp. 15-18, 1996.
- Sasaki, N.; Odajima, S. Elongation mechanism of collagen fibrils and force-strain relations of tendon at each level of structural hierarchy. *Journal of Biomechanics*, v. 29, (9), pp. 1131-1136, 1996.
- Schaffler, M. B.; Chol, K.; Milgrom, C. Aging and Matrix Microdamage Accumulation in Human Compact Bone. *Bone*, v. 17, (6), pp. 521-525, 1995.
- Smith, L. K.; Weis, E. L.; Lehmkuhl, L. D. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. São Paulo, Ed. Malone, 1997, 538 p.
- Snyder, S. M.; Schneider, E. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *Journal of Orthopaedic research*, v. 9, pp. 422-431, 1991.

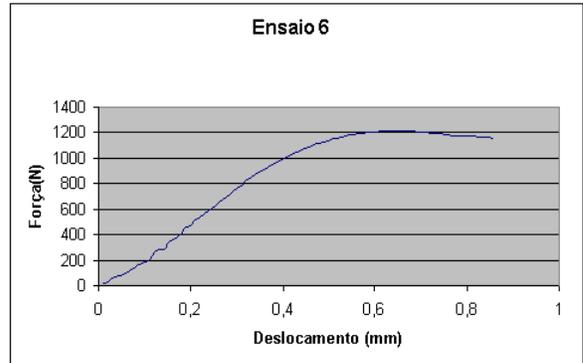
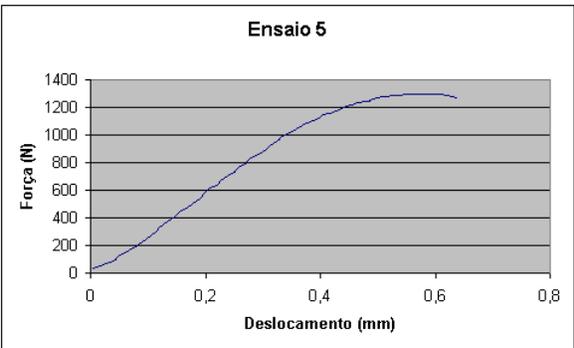
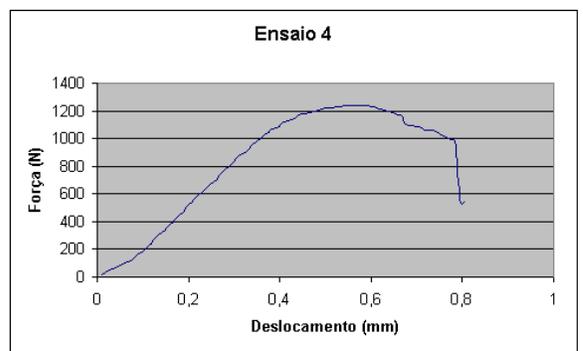
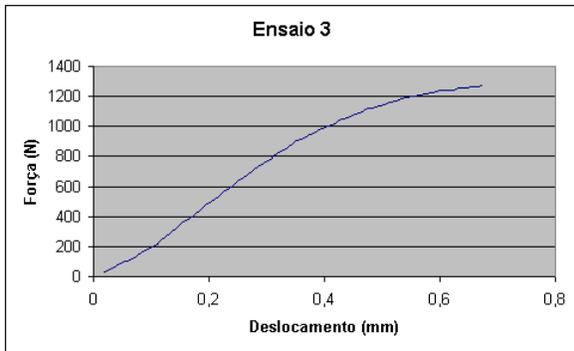
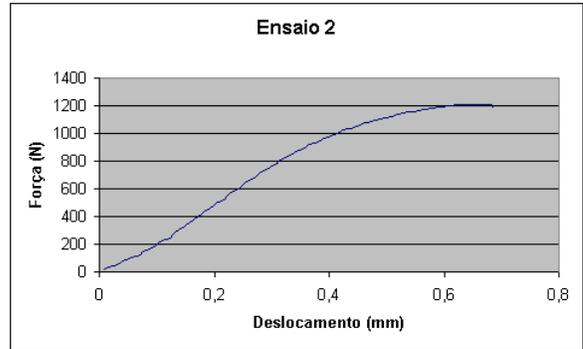
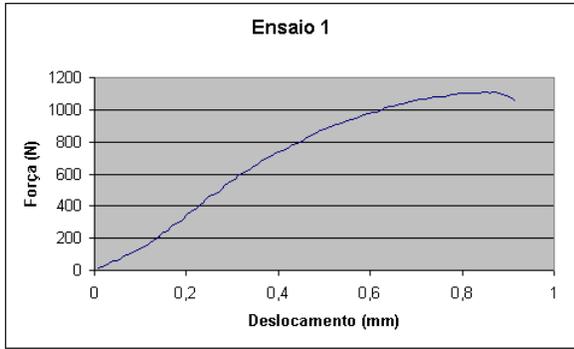
- Tanabe, Y.; Bonfield, W. Effects of initial crack length and specimen thickness on fracture toughness of compact bone, *JSME International Journal, Series C*, v. 42, (3), pp. 532-538, 1999.
- Taylor, D.; Tilmans, A. Stress intensity variations in bone microcracks during the repair process. *Journal of the Theoretical Biology*, v. 229, (2), pp. 169-77, 2004.
- Thibodeau, G.; Patton, K. *Estrutura e Funções do Corpo Humano*. São Paulo: Ed. Manole, 2002, 528 p.
- Vashishth, D.; Behiri, J. C.; Bonfield, W. Crack Growth Resistance in Cortical Bone: Concept of Microcrack Toughening. *Journal of Biomechanics*, v. 30, (8), pp. 763-769, 1997.
- Vashishth, D. Rising crack-growth-resistance behavior in cortical bone: implications for toughness measurements. *Journal of Biomechanics*, v. 37, (6), pp. 943-946, 2004.
- Wang, X. D.; Masilamani, N. S.; Mabrey, J. D.; Alder, M. E.; Agrawal, C. M. Changes in the Fracture Toughness of Bone May Not Be Reflected in its Mineral Density, Porosity, and Tensile Properties. *Bone*, v. 23, (1), pp. 67-72, 1998.
- Wang, X.; Shen, X.; Agrawal, C. M. Age-related Changes in the Collagen Network and Toughness. *Bone*, v. 31, (1), pp. 1-7, 2002.
- Wang, T.; Feng, Z. Dynamic mechanical properties of cortical bone: the effect of mineral content. *Materials Letters*, v. 59, (18), pp. 2277-2280, 2005.
- Wright, T. M.; Hayes, W. C. Fracture Mechanics Parameters for Compact Bone – Effects of Density and Specimen Thickness. *Journal of Biomechanics*, v.10, (7), pp. 419-430, 1977.

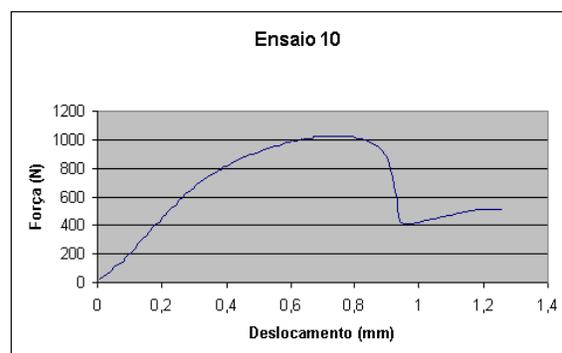
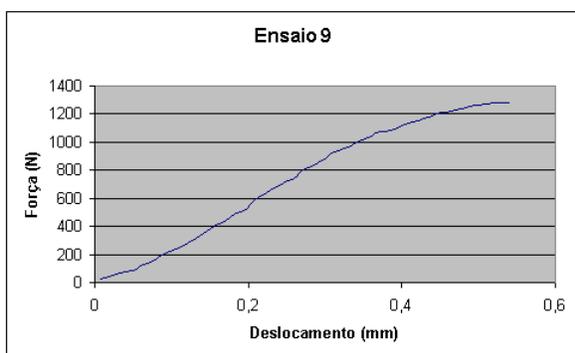
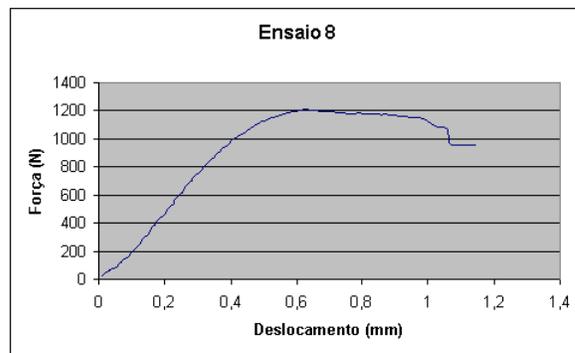
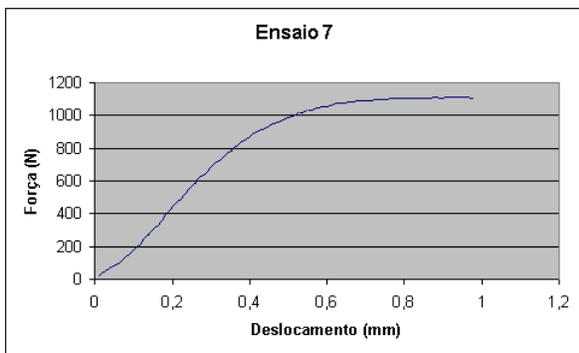
- Yan, J.; Clifton, K. B.; Mecholsky, J. J.; Reep, R. L. Fracture toughness of manatee rib and bovine femur using a chevron-notched beam test. *Journal of Biomechanics*, v. 39, (6), pp.1066-1074, 2006.
- Yeni, Y. N.; Fyhrie, D. P. Fatigue Damage-Fracture Mechanics Interaction in Cortical Bone. *Bone*, v. 30, (3), pp. 509-514, 2002.
- Yoshikawa, T.; Mori, S.; Santiesteban, A. J.; Sun, T. C.; Hafstad, E.; Chen, J.; Burr, D. The Effects of Muscle Fatigue on Bone Strain, *Journal of Experimental Biology*, v. 188, pp. 217-233, 1994.
- Zioupou, P.; Wang, X. T.; Currey, J. D. The accumulation of fatigue microdamage in human cortical bone o two different ages in vitro. *Clinical Biomechanics*, v. 11, (7), pp. 365-375, 1996.
- Zioupou, P. Recent developments in the study of failure of solid biomaterials and bone: “fracture” and “pre-fracture” toughness. *Materials Science and Engineering*, vol. C6, pp. 33-40, 1998.
- Zioupou, P.; Currey, J. D. Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone*, v. 22, (1), pp. 57-66, 1998.

ANEXOS

Anexo I

Curvas carga-deslocamento dos dez ensaios de flexão em três pontos dos espécimes de osso cortical bovino. Análise estatística da carga máxima, flecha, MOR e E obtidos nos dez ensaios de flexão em três pontos.

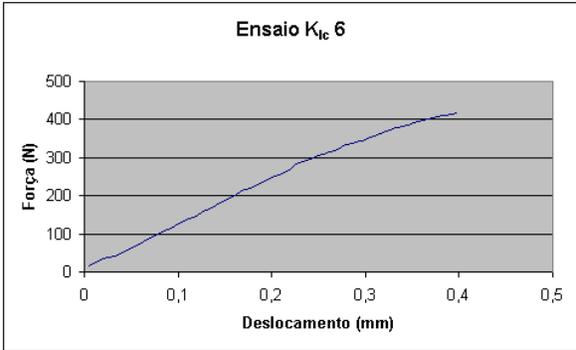
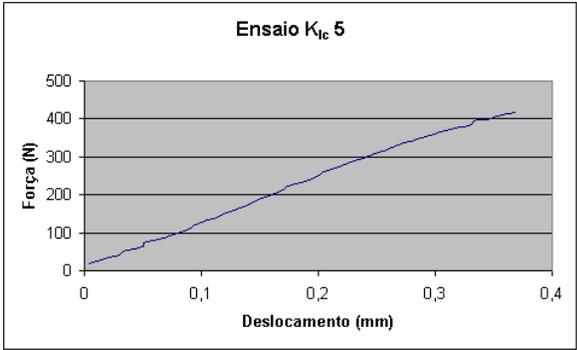
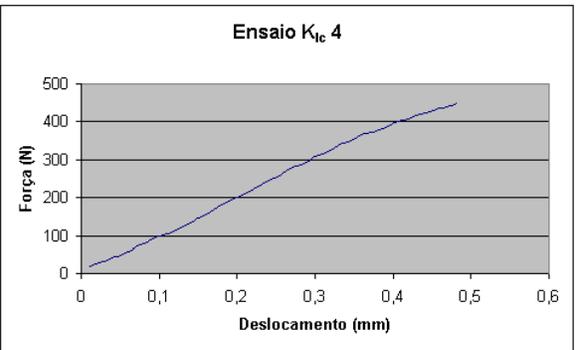
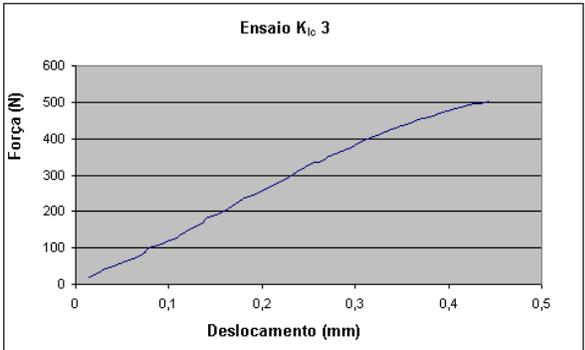
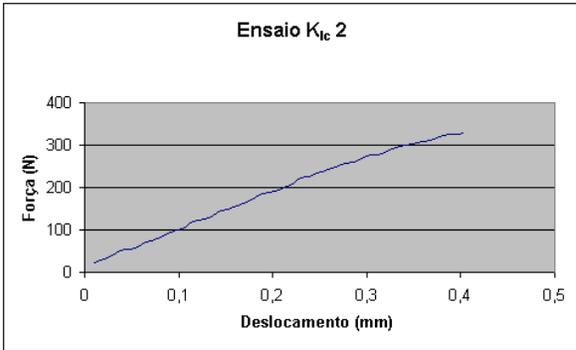
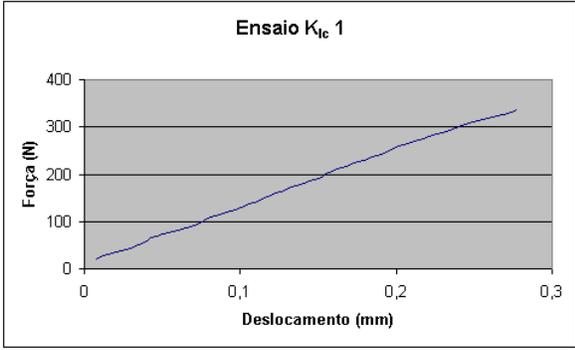


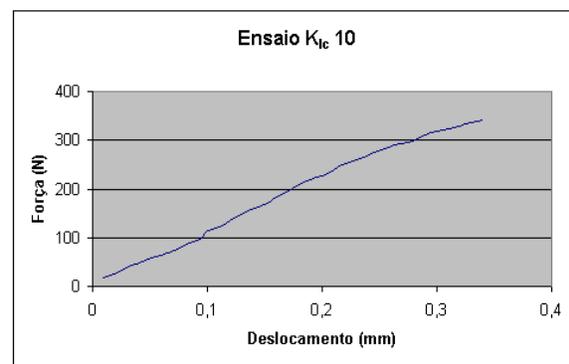
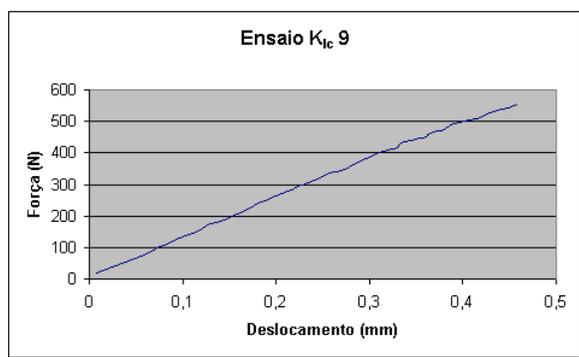
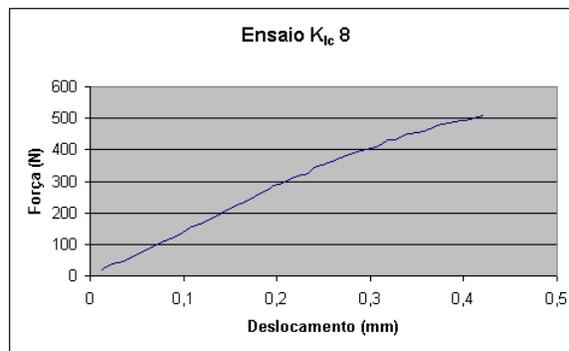
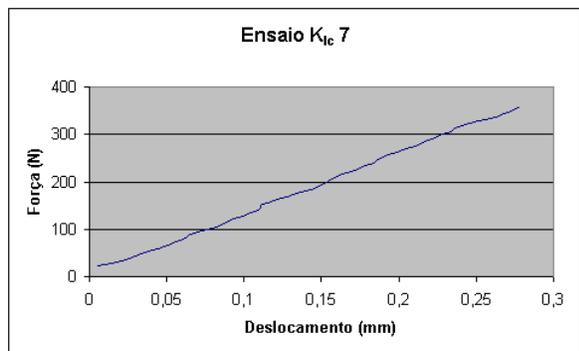


	$P_{\text{máx}}$ (N)	Flecha (mm)	MOR (MPa)	E (GPa)
Ensaio 1	1107,2	0,939572	210,4	5,5
Ensaio 2	1212,7	0,729362	230,4	8,0
Ensaio 3	1270,9	0,70524	241,5	8,5
Ensaio 4	1240,6	0,806899	235,7	8,6
Ensaio 5	1299,8	0,64838	246,9	10,4
Ensaio 6	1214,4	0,863759	230,7	8,0
Ensaio 7	1110	1,01194	210,9	4,9
Ensaio 8	1209,2	1,189412	229,7	8,0
Ensaio 9	1284,7	0,563951	244,1	10,2
Ensaio 10	1027,3	1,260057	195,2	5,8
Média	1197,7	0,8	227,5	7,8
DP	88,6	0,2	16,8	1,9

Anexo II

Curvas carga-deslocamento dos dez ensaios de tenacidade à fratura dos espécimes de osso cortical bovino. Análise estatística da carga máxima, flecha e K_{Ic} obtidos nos dez ensaios de tenacidade à fratura.





	$P_{m\acute{a}x}$ (N)	Flecha (mm)	K_{Ic} (MPa.m ^{1/2})
Ensaio 1	335,1	0,277927	7,7
Ensaio 2	327,2	0,403709	7,5
Ensaio 3	501,9	0,462292	11,5
Ensaio 4	447,4	0,443338	10,2
Ensaio 5	417,1	0,482968	9,6
Ensaio 6	417,5	0,39854	9,6
Ensaio 7	358,5	0,277927	8,2
Ensaio 8	507	0,420939	11,6
Ensaio 9	554,3	0,458846	12,7
Ensaio 10	342,3	0,339956	7,8
Média	420,8	0,4	9,6
DP	80,7	0,07	1,9

Apêndice A

**Solicitação de flexão em três pontos em uma viga sustentada sobre dois apoios.
Cálculo do Módulo de Ruptura (MOR).**

O espécime representado na Figura 1 está submetido a uma flexão em três pontos uniforme. Pode-se determinar a reação interna resultante sobre uma seção, seção A, fazendo-se o diagrama do corpo livre à esquerda da seção A (Figura 2- a e b). Se existe uma condição de equilíbrio, é evidente que os resultados da reação interna sobre a seção A sejam iguais ao momento fletor (M_z) aplicado no corpo. Se essa condição não fosse verdadeira, o corpo não estaria em equilíbrio e tenderia a girar. O momento de reação interna da seção A ocorre devido a uma distribuição das tensões, que consistem em tensões de tração e compressão (POPOV, 1990), ou seja, o momento fletor, M_z , leva à distribuição de tensão normal.

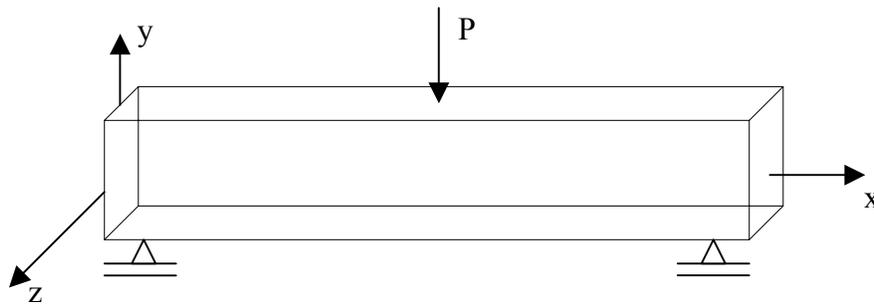
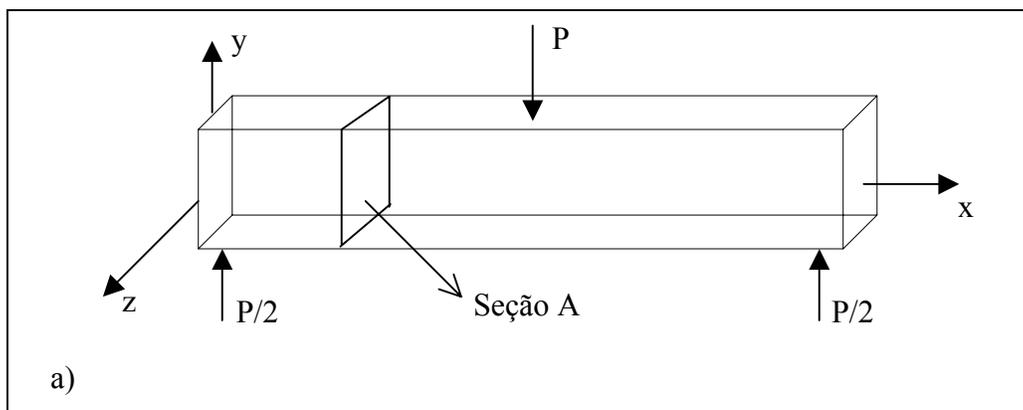


Figura 1- Flexão em três pontos do espécime devido à aplicação de uma carga P no ponto central superior da viga. A seção A representa um plano de corte imaginário através do centro do espécime.



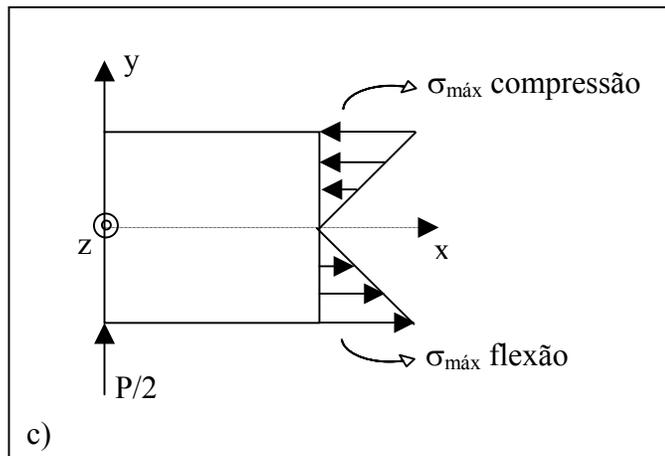
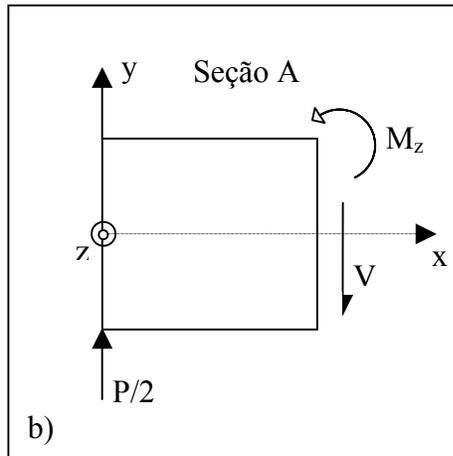


Figura 2- a) Diagrama do corpo livre do espécime mostrado na Figura 1. b) esforços atuantes na seção A. c) distribuição de tensão normal devido ao momento fletor M_z .

Na Figura 2- c, há uma distribuição das tensões de compressão e de tração através da seção A, havendo tensão máxima de compressão sobre a superfície mais externa do lado que ficará côncavo e uma tensão máxima de tração sobre a superfície convexa do espécime, conforme indicado.

A distribuição normal da tensão de flexão é linear e varia de zero, na linha neutra, até um valor máximo, quando se aproxima das fibras mais externas do material. É possível

calcular as tensões que atuam em vários pontos da seção transversal. A tensão em qualquer ponto está relacionada com o momento fletor, M_z , na seção, com a distância do ponto a partir da linha neutra, y , e com o momento de inércia da zona, I_z , da seção considerada. O momento de depende da forma da seção transversal.

Geralmente o espécime se rompe sob uma tensão de flexão por causa da ruptura da fibra mais externa acompanhada de ruptura subsequente das fibras seguintes localizadas mais internamente. Nota-se que a distribuição de tensão presente é válida para qualquer seção transversal considerada. Se uma seção transversal é simétrica em relação à linha neutra, a tensão de compressão máxima equivale à tensão de tração máxima.

A tensão normal em qualquer ponto do material ensaiado em flexão em três pontos é dada por:

$$\sigma = \frac{M_z \cdot y}{I_z} \quad (1)$$

sendo σ a tensão em qualquer ponto do material, M_z o momento fletor na seção considerada, y a distância da linha neutra (centróide) até as fibras mais distantes desse eixo e I_z o momento de inércia da seção.

Baseando-se nas figuras 1 e 2, o M_z no trecho de $0 \leq x \leq l/2$, onde l é a distância entre os apoios, é dado pela equação 2:

$$M_z = \frac{P}{2} \cdot x \quad (2)$$

sendo M_z o momento fletor, P a carga aplicada e x a distância da extremidade do espécime.

Para o trecho $l/2 < x \leq l$ o M_z é dado pela equação 3.

$$M_z = \frac{P}{2} \cdot (l - x) \quad (3)$$

sendo M_z o momento fletor, P a carga aplicada, l é a distância entre os apoios e x a distância da extremidade do espécime.

Observa-se a partir das equações 2 e 3 que o máximo momento fletor M_z ocorre em $x = l/2$ e é dado pela equação 4.

$$(M_z)_{\max} = \frac{P}{2} \cdot \frac{l}{2} \quad (4)$$

O momento de inércia da seção é um conceito de fundamental importância no estudo da resistência dos materiais. O momento de inércia é a propriedade da seção transversal que tem uma importância numérica e também representa a disposição de uma área à tensões em relação à linha neutra do espécime. Em uma seção retangular, I_z é dado pela equação 5.

$$I_z = \frac{Bh^3}{12} \quad (5)$$

sendo B a espessura do espécime e h , a altura (GARCIA, 2000; POPOV, 1990).

Desenvolvendo as equações 2.2 a 2.6, obtém-se a distribuição de tensão devido ao momento fletor M_z na seção $x = l/2$ (equação 6).

$$\sigma = -\frac{3Pl}{Bh^3} \cdot y \quad (6)$$

onde σ é a tensão normal (MPa), P é a carga aplicada (N), l é a distância entre os apoios (mm), b é a espessura do espécime (mm), h é a altura do espécime (mm) e y é a distância a partir da linha neutra.

A máxima tensão normal de tração é dada em $y = -h/2$ e a de compressão em $y = h/2$. Assim, a máxima tensão normal de tração em uma seção retangular no ensaio de flexão em três pontos é dada pela equação 7.

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bh^2} \quad (7)$$

onde σ é a tensão (MPa), P é a carga aplicada (N), l é a distância entre os apoios (mm), b é a espessura do espécime (mm) e h é a altura do espécime (mm).

O diagrama da Figura 3 mostra a variação da força cortante V e do momento fletor M_z ao longo do comprimento l , submetido a uma força P no ponto médio de uma viga.

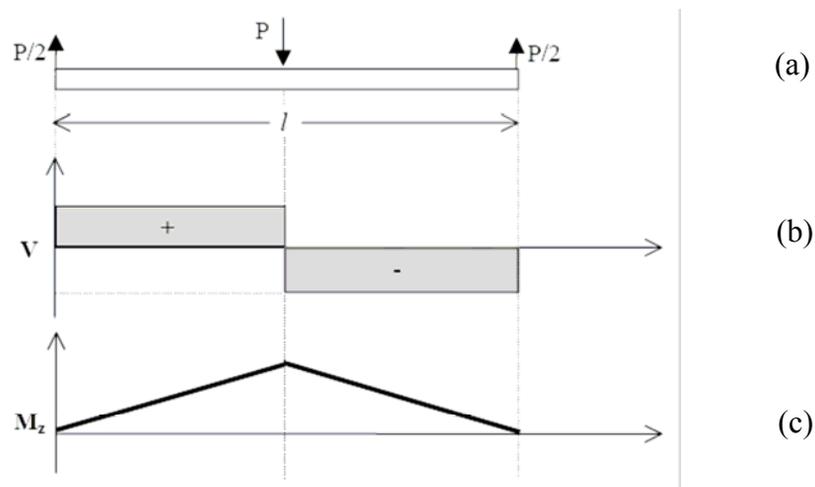


Figura 3- Viga submetida a uma força de flexão em três pontos (a) mostrando a variação da força cortante V (b) e do Momento fletor M_z (c).