Jairo Brandão

**Módulo de Elasticidade de Ossos Corticais:
Revisão e Otimização da Metodologia para
Ossos Longos**

Ribeirão Preto - SP

1997

JAIRO BRANDÃO

**MÓDULO DE ELASTICIDADE DE OSSOS CORTICAIS:
REVISÃO E OTIMIZAÇÃO DA METODOLOGIA PARA
OSSOS LONGOS**

**RIBEIRÃO PRETO - SP
1997**

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

**MÓDULO DE ELASTICIDADE DE OSSOS CORTICAIS:
REVISÃO E OTIMIZAÇÃO DA METODOLOGIA PARA
OSSOS LONGOS**

JAIRO BRANDÃO

**Dissertação de Mestrado apresentada à
Escola de Engenharia de São Carlos e
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto,
ambas da Universidade de São Paulo.
Área Interunidades de Bioengenharia**

Orientador: Prof. Dr. JOSÉ BAPTISTA P. PAULIN

**RIBEIRÃO PRETO - SP
1997**

Classe	TESE
Codi	0961
Tomo	T026/97

15 969382

Ficha Catalográfica

BRANDÃO, Jairo. Módulo de Elasticidade de ossos corticais: revisão e otimização da metodologia para ossos longos. São Carlos e Ribeirão Preto: USP, 1997.
85p.

Dissertação (Mestrado - Bioengenharia)
-Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, USP

1- Módulo de Elasticidade. 2- Osso cortical. 3. Ensaio de flexão. 4. Ensaio de flexão em três pontos.

Dedicatória

À minha esposa Sônia

e filhas : Mahayana e Janaína

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. José Baptista P. Paulin, pela orientação, pela amizade, pelos ensinamentos e confiança, sempre presentes durante a realização deste trabalho;

Ao Dr. Antonio Carlos Shimano, pelas sugestões e críticas, principalmente na parte experimental, pela atenção dispensada e pelo exemplo de abnegação e dedicação ao trabalho;

Ao prof. Dr. Valêncio José de Motta Campos, da USP, Campus de Pirassununga, pela acolhida em seu laboratório e pelo material e orientação fornecidos;

Ao Moro, Luis e Francisco, funcionários do Laboratório de Bioengenharia, pela amizade, colaboração e interesse;

Aos colegas de trabalho da Academia da Força Aérea que me orientaram na parte da digitação;

Aos meus amigos Célia, Denise, Marisa e Valdir pelo apoio e pela amizade que se fortaleceu ao longo dessa fase de mestrado;

À Academia da Força Aérea pelos dias de dispensa concedidos;

A todos que, de maneira direta ou indireta, contribuíram para que fosse possível a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 O osso.....	2
1.2 O osso cortical.....	4
1.3 Módulo de Young.....	7
1.3.1. Ensaaios de tração/compressão.....	7
1.3.2. Ensaaios ultra-sônicos.....	12
1.3.3. Ensaaios de flexão em três pontos.....	12
1.3.3.1 Resistência Elástica.....	13
1.3.3.2 Módulo de elasticidade na flexão.....	14
2 OBJETIVOS.....	18
3 VALORES PUBLICADOS PARA O MÓDULO DE YOUNG.....	19
3.1 Velocidade de aplicação da carga.....	32
3.2 Direção em que se ensaia a amostra.....	34
3.3 Porosidade, mineralização e densidade.....	35
3.4 Tamanho das amostras.....	38
3.5 Posição das amostras no osso.....	39
3.6 Microestrutura do osso.....	40
4 DETERMINAÇÃO DO MÓDULO DE YOUNG.....	43
4.1 Histórico.....	44
4.2 Material e método.....	45
4.3 Identificação das amostras.....	49
4.4 Ensaio Mecânico.....	50
5 RESULTADOS.....	57
5.1 Valores dos Módulos de Young das 200 amostras.....	58
5.2 Variação de E ao longo das tíbias.....	59
5.3 Variação de E em torno das tíbias.....	61
5.4 Comparação com outros resultados da literatura.....	63
6 DISCUSSÃO.....	66
7 CONCLUSÕES.....	72

8 RESUMO.....	75
9 SUMMARY.....	77
10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	79

INTRODUÇÃO

1.1. O osso

1.2. O osso cortical

1.3. Módulo de Young

1.3.1. Ensaio de tração/compressão

1.3.2. Ensaio ultra-sônicos

1.3.3. Ensaio de flexão em três pontos

1.3.3.1. Resistência elástica

1.3.3.2. Módulo de Elasticidade na flexão

MÓDULO DE YOUNG DO OSSO CORTICAL

1. INTRODUÇÃO.

1.1. O OSSO

O osso, como todos os tecidos conectivos, é formado por células, fibras e substâncias básicas mas é o único onde os componentes extracelulares são calcificados formando uma substância dura e resistente que resulta numa estrutura protetora e sustentadora que é o esqueleto. Serve de suporte para as partes moles e protege os órgãos vitais como os contidos na caixa craniana, torácica e no canal raquidiano. Proporciona apoio aos músculos esqueléticos transformando suas contrações em movimentos úteis e constitui um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular. Além da função mecânica, o osso funciona como um depósito, fornecendo íons que podem ser utilizados na regulação homeostática da concentração de cálcio e fósforo do sangue e de outros fluidos corporais. É um material vivo, dinâmico, que está constantemente se renovando e se remodelando graças a estímulos mecânicos externos. É constituído basicamente por água, minerais e uma fração orgânica.

Observando-se a olho nu a superfície de um osso serrado transversalmente, nota-se que ele é formado por partes sem cavidades visíveis, o osso compacto, e por partes com muitas cavidades, o osso esponjoso. O osso esponjoso é encontrado, principalmente, nas zonas de menor resistência dos ossos longos, as epífises. O osso compacto, também chamado de osso cortical, está presente em toda a superfície de ossos curtos, nas camadas externas de ossos chatos e nos ossos longos (uma fina camada recobre as epífises enquanto forma quase que totalmente a diáfise). No homem, a diáfise dos ossos longos dos membros superiores sofre esforços de tração e de flexão, ao passo que a diáfise dos ossos longos dos membros inferiores sofre mais esforços de flexão e compressão (FRACCAROLI - 1981).

fig. 1(a)

fig. 1(b)

fig. 1(c)

fig. 1(d)

fig. 1(e)

Fig. 1a- Corpo sujeito a flexão; 1b-corpo fletido, sujeito a esforço de tração na parte inferior e compressão na superior; 1c- perfil mostrando reforço nas regiões de tração e de compressão; 1d e 1e- formação da estrutura tubular.

As epífises de ossos longos se limitam, praticamente, a esforços de compressão. Se analisarmos um osso longo de membro inferior, como a

tíbia, por exemplo, poderemos concluir porque a diáfise tem forma tubular. Um corpo sob esforço de flexão, fica sujeito à ação de três forças (fig. 1a). Deste modo, a superfície bb' fica sujeita a uma compressão e cc' a uma tração (fig. 1b). Assim, notamos que na linha nn', também conhecida como linha neutra, não há tração nem compressão. Se aumentarmos a matéria nas regiões bb' e cc', diminuindo em nn' e mantendo a mesma massa total na seção transversal, estaremos aumentando a resistência à flexão, modificando a forma (fig. 1c). A natureza cuida para que o osso diafisial tenha resistência à flexão e, para isso, o enriquece com várias vigas do tipo I (fig. 1d). Como a parte central só existe para ligar as externas, eliminando-as há uma economia de material e chegamos à estrutura tubular (fig. 1e).

1.2. O Osso Cortical

Seccionando-se um osso longo, pelo seu ponto médio, na transversal, nota-se uma estrutura tubular onde a parede é formada por um material denso, compacto, o osso cortical (fig. 2)

Fig. 2. Detalhe de um osso longo (fêmur) mostrando a epífise (formada por osso esponjoso) e a diáfise (formada por osso cortical).

A densidade, fração de água, fração de cinzas, fração orgânica e fração inorgânica volátil desse osso estão na tabela 1 (COWIN -1989). A parte mineral formará a matriz óssea que confere ao osso resistência à compressão ao passo que o colágeno constituirá as fibras colágenas que darão ao osso resistência à tração. Esse osso, presente na diáfise de ossos longos de adultos é formado por lamelas de fibras colágenas (Fig. 3a). As lamelas se organizam num arranjo bem característico, formando os sistemas de Havers, os circunferenciais externo e interno e os circunferenciais intermediários (Fig.3b). Tecidos ósseos onde predominam sistemas de Havers chamam-se tecidos ósseos haversianos. Cada sistema de Havers (ósteon) é constituído por um cilindro longo, paralelo à diáfise, formado por quatro a vinte lamelas ósseas concêntricas. No centro desse cilindro ósseo existe um canal (canal de Havers) que contém vasos, nervos e tecido conjuntivo frouxo. Os circunferenciais externo e interno são constituídos por lamelas ósseas paralelas entre si, formando duas faixas: uma na parte interna do osso envolvendo o canal medular e a outra, na parte mais externa, próxima do periósteo. Entre os dois circunferenciais tem-se os sistemas de Havers, entre os quais temos lamelas curtas paralelas formando os circunferenciais intermediários. Os canais de Havers comunicam-se entre si, com a cavidade medular e com a superfície externa do osso, por meio de canais transversais ou oblíquos, os canais de Volkmann.

Fig.3a .Organização das lamelas de fibras colágenas para a formação do ósteon. Figura reproduzida do livro "Bone Mechanics" (COWIN-1989)

Fig.3b. Estrutura da diáfise de ossos longos mostrando os sistemas de circunferenciais externo e interno e o sistema de Havers. Figura reproduzida do livro "Histologia Básica" (JUNQUEIRA & CARNEIRO-1971)

Espécie	Densidade	Fração de água	Fração de cinzas	Fração orgânica	Fração inorgânica volátil
homem	1,99	23,90	37,70	33,80	4,60
macaco	2,04	23,70	38,20	33,70	4,70
bovino	2,00	25,20	36,60	33,60	4,60
cão	2,00	22,30	36,80	36,30	4,60

Tabela 1. Os valores representam a média obtida de amostras retiradas de tíbias e fêmures das espécies. A densidade é adimensional. As frações de água, cinzas, orgânica e inorgânica volátil, são percentuais em volume.

A composição vista anteriormente, associada a essa arquitetura, resulta num osso cortical com propriedades mecânicas peculiares. O osso, ao ser estudado como elemento estrutural, precisa ter suas propriedades mecânicas analisadas como qualquer material não biológico. Por esta razão,

algumas grandezas (parâmetros) deverão ser conhecidos em profundidade, como, por exemplo: dureza, resistências mecânicas, módulo de elasticidade, etc. As propriedades mecânicas descrevem o comportamento do material quando sujeito a cargas externas. Uma importante propriedade mecânica do osso (e de todos os materiais) na fase de deformação elástica é o Módulo de Young ou Módulo de Elasticidade.

1.3. Módulo de Young (E)

Esta propriedade, além de caracterizar o material ensaiado, é uma medida da rigidez do material, determinada na fase de deformação elástica. Diz-se que a deformação é elástica quando, retirada a carga que a produz, o material volta à forma primitiva. Materiais que mais resistem à deformação apresentam maiores valores para o Módulo de Young (E). Quando se afirma que o Módulo de Young para o osso cortical bovino e para o aço inox valem em média, respectivamente, 22 GPa e 182 GPa (1 GPa equivale a 10^9 N/m²) deve-se entender que amostras iguais dos dois materiais sofrerão diferentes deformações quando submetidas ao mesmo tipo de esforço (o osso, por ter menor Módulo de Young, deforma-se-á mais que o aço). Para determinar o valor de E dos materiais comumente usados em engenharia, realizam-se ensaios mecânicos (tração, compressão, flexão) ou ultrasônicos.

1.3.1. Ensaios de Tração / Compressão

São realizados em materiais que, na estrutura de que farão parte, estarão sujeitos a esforços de tração / compressão. Nesses tipos de ensaio prepara-se uma amostra do material de interesse obedecendo-se normas e padrões pré-estabelecidos, tanto na forma, quanto para as dimensões. Obtém-se, assim, um corpo de prova (C.P.). A amostra é levada para uma máquina de ensaio onde é tracionada / comprimida registrando-se os esforços aplicados e as deformações ocorridas (fig. 4).

Fig. 4. Corpo de prova submetido a um ensaio de tração. A forma e as dimensões obedecem normas apropriadas para cada tipo de ensaio e material.

A região a ser examinada é a que contém a área de seção transversal A_0 e o comprimento l_0 . Se o esforço aplicado à amostra é P , a tensão na área A_0 será $\sigma = P/A_0$. Sob esta tensão o material se alonga de Δl . A deformação unitária será $\Delta l/l_0 = \epsilon$. Se o esforço aumentar gradualmente, chegar-se-á a uma tensão para a qual o material se rompe. É a tensão de ruptura.

Conhecendo-se os valores da tensão e da deformação para várias cargas, pode-se construir o gráfico tensão x deformação (fig. 5). Para materiais diferentes obtém-se gráficos diferentes. Na fig. 5a tem-se um diagrama para material dúctil, tal como o aço ou uma liga de alumínio. O material é dúctil quando antes da ruptura ocorre uma grande deformação na região de deformação plástica. A fig. 5b também se refere a um material dúctil mas do tipo aço doce. As figuras 5c e 5d se referem a materiais frágeis. Um material é frágil quando antes da ruptura ocorre uma pequena deformação na região de deformação plástica, isto é, passa rapidamente da região elástica para o ponto de ruptura. A fig. 5c se refere ao concreto ou ferro fundido ao passo que a fig. 5d, a um material frágil não metálico, como certos plásticos (MARIN-1962). Nas figuras 5a, 5b e 5d o trecho OA é de deformação elástica ao passo que o trecho AC é de deformação plástica. Em todos os gráficos, o ponto C é onde ocorre ruptura do material.

fig. 5a

fig. 5b

fig. 5c

fig. 5d

Fig. 5. Curvas características tensão x deformação. As figuras 5a e 5b se referem a materiais dúcteis e as figuras 5c e 5d a materiais frágeis.

Fig.6. Gráfico tensão x deformação para um material dúctil

Na fig.6 tem-se o gráfico tensão x deformação para um material dúctil. Para o trecho linear OA existe uma proporcionalidade entre σ e ε onde a constante de proporcionalidade é

$$E = \operatorname{tg} \theta = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (\text{I})$$

isto é, $\sigma = E\varepsilon$, que é a lei de Hooke. E é o Módulo de Young ou módulo de elasticidade.

A região OA é conhecida como região de deformação elástica. O ponto A representa o limite de elasticidade pois, a partir dele, não existe mais proporcionalidade entre σ e ε . Na região elástica, além do módulo de elasticidade E, define-se uma outra grandeza importante que é a resiliência. A resiliência é medida pelo módulo de resiliência elástica μ , que é **a energia por unidade de volume** requerida pelo material até chegar ao limite de elasticidade, caracterizado pela tensão de escoamento σ_e . Esse módulo é obtido pela área sob a curva no trecho linear.

$$\mu = \frac{AB \times OB}{2} = \frac{(\sigma_e)^2}{2E} \quad (\text{II})$$

μ = módulo de resiliência.

σ_e = tensão máxima no trecho de deformação elástica, chamada tensão de escoamento.

A região onde não há proporcionalidade entre σ e ε é a de deformação plástica.

Quanto maior for a força de atração entre os átomos/moléculas do material testado, maior será o seu Módulo de Young (FEYMMAN - 1964).

Para alguns materiais, o valor de E depende da direção em que foi realizado o ensaio. Esta propriedade chama-se **anisotropia**. O osso apresenta esta propriedade.

Na realidade, quando se traciona/comprime um C.P., além de ocorrer um alongamento (no caso de tração), haverá uma contração nas outras dimensões, de maneira que a área da seção transversal não permanece constante (fig.7).

Fig.7. Material tracionado alongando-se na direção x e contraindo nas direções y e z

Conseqüentemente tem-se as deformações ϵ_x , ϵ_y e ϵ_z nas três direções preferenciais, sendo ϵ_x no comprimento, ϵ_y na altura e ϵ_z na largura. Define-se o coeficiente de Poisson (ν) pela razão:

$$\nu = -\frac{\text{deformação lateral}}{\text{deformação longitudinal}} = -\frac{\epsilon_z}{\epsilon_x} \quad (\text{III})$$

$$\text{No caso de } \epsilon_y = \epsilon_z \Rightarrow -\frac{\epsilon_y}{\epsilon_z} = -\frac{\epsilon_z}{\epsilon_x}$$

O sinal negativo indica que enquanto no comprimento houve um alongamento, na largura e na altura houve contração. Para os materiais usados em engenharia, $0,25 < \nu < 0,33$.

1.3.2. Ensaio ultra-sônicos.

Nesse tipo de ensaio, obtém-se o Módulo de Young conhecendo-se a densidade da amostra e a velocidade com que a onda sonora a atravessa. Usando-se a relação $E = \rho V^2$ determina-se E.

Na relação,

E = Módulo de Young.

ρ = densidade da amostra.

V = velocidade com que a onda ultra-sônica percorre a amostra.

1.3.3. Ensaio de Flexão em três pontos.

Usando-se o dispositivo da fig.8a, pode-se determinar as propriedades de um material fazendo-se um ensaio de flexão em três pontos.

fig.8a

fig.8b

Fig.8. Corpo de prova submetido a flexão em três pontos com sua curva característica.

Neste ensaio aplica-se uma carga no ponto médio da amostra e registra-se a deflexão produzida por meio de um extensômetro elétrico ou mecânico. Obtém-se, assim, o gráfico carga x deflexão (fig.8b).

Para alguns materiais, o gráfico apresenta uma região linear (elástica) e uma não linear (inelástica) bastante distintas, permitindo o cálculo de propriedades elásticas e inelásticas.

Da região linear (elástica) podemos obter algumas informações:

1.3.3.1. Resistência elástica

A resistência elástica é definida como sendo a máxima tensão aplicada no material, ainda na fase elástica.

A tensão, em qualquer seção da amostra, é dada por:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (\text{IV})$$

onde:

M = momento fletor na seção onde se quer determinar a tensão σ .

c = distância da linha neutra a um ponto qualquer da amostra, medida na direção da altura.

I = momento de inércia da área da seção transversal.

O diagrama que representa a variação da força cortante V e do momento fletor M ao longo da amostra de comprimento ℓ submetida a uma carga P no ponto médio, está na fig.9.

Fig.9. Variação da força cortante V e do momento fletor M ao longo de uma viga submetida a flexão em três pontos.

Nota-se que o momento fletor é máximo no ponto médio, onde se aplicou a força, e tem valor $\frac{P\ell}{4}$. É aí, então, que ocorre a tensão máxima. Para amostras de seção retangular uniforme, com altura h e largura b , o momento de inércia da área da seção transversal é dado por $I = \frac{bh^3}{12}$.

Logo, a tensão máxima será:

$$\sigma_{max} = \frac{12P\ell h}{4.2bh^3} \Rightarrow \sigma_{max} = \frac{3P\ell}{2bh^2} \quad (V)$$

Esta relação é válida para materiais que apresentam módulo de elasticidade de compressão (E_c) igual ao módulo de elasticidade na tração (E_t).

Caso E_t seja diferente de E_c , σ_{max} é dada por:

$$\sigma_{max} = \left(\frac{3P\ell}{4bh^2} \right) \left(1 + \sqrt{\frac{E_c}{E_t}} \right) \Rightarrow \text{para a máxima tensão de tração}$$

$$\sigma_{max} = \left(\frac{3P\ell}{4bh^2} \right) \left(1 + \sqrt{\frac{E_t}{E_c}} \right) \Rightarrow \text{para a máxima tensão de compressão}$$

1.3.3.2. Módulo de Elasticidade na Flexão: (Flexão em três pontos)

O problema de uma viga com seção retangular, submetida a uma carga uniformemente distribuída, é resolvido satisfatoriamente aplicando a teoria elementar da flexão. No caso de a viga estar sujeita a uma carga concentrada (é o que ocorre na flexão em três pontos), próximo ao ponto onde se aplica a carga concentrada, existe uma perturbação local na distribuição das tensões, o que exige um estudo mais cuidadoso. Ao calcular a flecha produzida pela carga P (fig.10) deve-se levar em conta o efeito localizado associado à teoria elementar da flexão. CARUS WILSON (Timoshenko-1951) estudou com detalhes essas tensões utilizando luz polarizada e, como vigas,

lâminas retangulares de vidro. Concluiu que no ponto A, de aplicação da carga concentrada, a distribuição das tensões se assemelhava à que ocorria numa placa semi-infinita, que ao longo da seção transversal AD, a tensão normal não obedecia a uma lei linear e que, no ponto D, oposto à aplicação da carga, o esforço de tração era menor do que o previsto pela teoria elementar da flexão.

Fig.10. Viga sujeita a carga concentrada no seu ponto médio

Após estudos empíricos, SEEWALD (Timoshenko-1951) concluiu que a flecha total poderia ser representada pela soma de duas flechas: f_0 , fornecida pela teoria elementar da flexão e outra f_1 representada pelo efeito local da carga concentrada, onde

$$f_0 = \frac{P\ell^3}{48EI} \quad (\text{VI}) \quad (\text{Timoshenko-1951})$$

e

$$f_1 = \frac{P\ell}{2h} \left(\frac{3}{4G} - \frac{3}{10E} - \frac{3\nu}{4E} \right) \quad (\text{VII}) \quad (\text{Timoshenko-1951})$$

nesta relação,

P = carga aplicada

ℓ = distância entre os suportes

I = momento de inércia da área da seção transversal da viga

ν = coeficiente de Poisson

h = altura da amostra

E = Módulo de Young longitudinal

G = Módulo de Young transversal

O próprio SEEWALD corrigiu o valor de f_1 retirando um fator f_2 , cuja finalidade é fazer desaparecer a mudança brusca da inclinação no ponto D quando a viga está fletida, onde:

$$f_2 = 0,21 \frac{P}{E} \quad (\text{VII}) \quad (\text{Timoshenko-1951})$$

A flecha total será $f = f_0 + f_1 - f_2$, isto é,

$$f = \frac{P\ell^3}{48EI} + \frac{P\ell}{2h} \left(\frac{3}{4G} - \frac{3}{10E} - \frac{3\nu}{4E} \right) - 0,21 \frac{P}{E} \quad (\text{IX}) \quad (\text{Timoshenko-1951})$$

Na equação acima, assumindo que $\nu=0,3$ e lembrando que

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (\text{X}) \quad (\text{Timoshenko-1951})$$

teremos, para o Módulo de Young:

$$E = \frac{P\ell^3}{48f\ell} \left[1 + 2,85 \left(\frac{h}{\ell} \right)^2 - 0,84 \left(\frac{h}{\ell} \right)^3 \right] \quad (\text{XI})$$

Uma vez que o segundo e o terceiro termos entre colchetes pouco alteram o valor de E , para cálculos posteriores, usar-se-á a relação:

$$E = \frac{P\ell^3}{48f\ell} \quad (\text{XII})$$

Doravante, para indicar que E foi obtido em ensaio de flexão, usar-se-á a notação E_f .

Lembrando que a razão P/f corresponde ao coeficiente angular m na curva carga-deflexão para o ensaio de flexão em três pontos, (fig.8b) e que para amostras retangulares

$$I = \frac{bh^3}{12},$$

a equação XII assume a forma:

$$E_f = \frac{m\ell^3}{4bh^3} \quad (\text{XIII})$$

Esta expressão simplificada será a utilizada neste trabalho.

2. OBJETIVOS

2.1. Revisão bibliográfica dos valores publicados para o módulo de elasticidade de osso cortical.

2.2. Apresentação das várias metodologias utilizadas na determinação do Módulo de Young.

2.3. Otimização do método de flexão em três pontos.

3. REVISÃO DOS VALORES PUBLICADOS PARA O MÓDULO DE ELASTICIDADE DO OSSO CORTICAL

3. REVISÃO DOS VALORES PUBLICADOS PARA O MÓDULO DE ELASTICIDADE DO OSSO CORTICAL

A caracterização das propriedades físicas do osso, especialmente as mecânicas, surgiu da necessidade de se avaliar riscos de fraturas relacionadas com a idade e com patologias do osso. O interesse aumenta quando se quer entender a interação osso-implante nas fixações internas e as mudanças adaptacionais que ocorrem no tecido ósseo.

Embora as propriedades mecânicas do osso acompanhem os mesmos princípios de outras estruturas fabricadas pelo homem, no caso do osso surge uma arquitetura ímpar devido à adaptação aos esforços externos.

Os valores aqui apresentados para o Módulo de Young referem-se ao material que compõe o osso cortical. O osso, como um todo, apresenta propriedades estruturais que dependem de sua localização, devendo, portanto, ser estudado de acordo com sua posição na estrutura óssea.

Na procura do valor do Módulo de Young do material que constitui o osso cortical, tem-se a contribuição de vários pesquisadores que, para tal, realizaram ensaios de tração, compressão, flexão e utilização de ultrassom.

Para melhor compreensão da leitura seguinte, esclarecer-se-á o significado de alguns termos:

1) Amostras longitudinal, circunferencial (tangencial) e radial :

São amostras retiradas de ossos longos cuja dimensão maior coincide com uma dessas três direções (fig. 11)

2) Amostra laminar ou plexiform - amostra onde há predominância de osso cortical secundário onde as fibras colágenas se organizam na forma de lamelas.

3) Amostra osteonal - amostra onde há predominância de osso cortical secundário onde as lamelas se organizam de uma forma bem particular formando os sistemas de Havers.

4) amostra mista - amostra onde coexistem duas das estruturas anteriores (laminar e osteonal).

Fig. 11. Figura mostrando as direções longitudinal, radial e circunferencial num osso longo

SEDLIN (1965), ensaiou em flexão de três pontos, amostras retiradas do meio da diáfise de fêmures humanos, obtendo, para E , um valor médio de 15,7 GPa. Neste trabalho, concluiu que o congelamento da amostra praticamente não alterava as propriedades mecânicas do osso cortical, que a desidratação ao meio ambiente provocava certas alterações, dependendo do tempo de exposição e que havia diferença entre amostras coletadas em diferentes regiões do osso.

SINKIN e ROBIN (1973), realizaram ensaios de tração, compressão e flexão em três pontos em amostras de osso cortical de tíbias bovinas. O objetivo do trabalho era obter E_t (E em ensaio de tração), E_c (E em ensaio de compressão) e E_f (E em ensaio de flexão) e depois, utilizando uma fórmula desenvolvida, obter E_f^* (E em flexão obtido pela fórmula) a partir de E_t e E_c . Os resultados foram, em média, 24,32; 7,20; 14,33 e 12,30 GPa, respectivamente, para E_t , E_c , E_f e E_f^* . Concluiu-se que o Módulo de Young determinado experimentalmente era maior que o determinado pela fórmula sugerida pelos autores.

BONFIELD e DATTA (1974), utilizaram duas técnicas diferentes de micro-tração para obter E a partir de amostras longitudinais de osso compacto de tíbias bovinas frescas e desidratadas, usando uma taxa de deformação de $3 \times 10^{-4} \text{s}^{-1}$. As amostras frescas apresentaram um valor médio de 27,3 GPa e as amostras postas a secar no ambiente da sala, por duas semanas e por dois meses, não apresentaram diferença significativa quando comparadas entre si.

REILLY et al. (1974), ensaiaram sob tração e sob compressão, fêmures humanos, fêmur bovino laminar, fêmur bovino haversiano e tibia bovina haversiana, obtendo, para E, respectivamente, os valores $(17,10 \pm 3,15)$, $(28,90 \pm 6,31)$, $(23,90 \pm 5,57)$ e $(21,20 \pm 4,15)$ GPa. Concluíram, também, não haver diferença significativa entre E_t e E_c quando aplicado o t-teste pareado para comparar.

POPE e OUTWATER (1974), analisaram a variação das propriedades mecânicas ao longo de tíbias bovinas, bem como a variação em função da orientação das amostras (longitudinal, circunferencial e radial). Concluíram que amostras longitudinais apresentavam valores de E que cresciam das epífises para a diáfise ao passo que para amostras circunferenciais e radiais ocorria exatamente o contrário. Chegaram à conclusão que no meio da diáfise o osso apresentava caráter anisotrópico e, à medida que se afastava para as epífises, acentuava o caráter isotrópico. O fato de E (para amostras longitudinais) ser maior no meio da diáfise foi explicado pelo fato de nessa região estarem as fibras colágenas orientadas paralelamente ao eixo longitudinal do osso.

CURREY (1975), analisou amostras de fêmur bovino em ensaio de tração com o objetivo de verificar o efeito da taxa de deformação, reconstrução (formação de estrutura haversiana) e conteúdo mineral em algumas propriedades mecânicas. Usando taxas de deformação que variavam de $0,00013$ a $0,16 \text{s}^{-1}$, concluiu que para altas taxas de deformação e alto grau de mineralização apareciam elevados valores para E e que a reorganização óssea produzia um abaixamento no valor de E. O valor médio de E ficou em

22,7 GPa. Outro achado foi que o remodelamento haversiano tornava o osso menos mineralizado que o osso primário.

REILLY e BURSTEIN (1975), analisaram amostras de ossos longos humanos e bovinos coletando amostras nas direções longitudinal, circunferencial e radial. Coletaram, também, amostras inclinadas em relação às direções mencionadas. Para as amostras de fêmur humano obtiveram, respectivamente, para E na circunferencial e na longitudinal, 11,50 e 17,00 GPa. Para as amostras de osso compacto de fêmur bovino obteve, respectivamente, 22,6 e 10,20 GPa para amostras longitudinais e circunferenciais.

CURREY (1979), analisou três tipos de ossos que desempenham funções bem diferentes: galhada de veado, fêmur bovino e bula timpânica de baleia, obtendo, para E, respectivamente, os valores 7,4, 13,5 e 31,3 GPa. Concluiu que ossos mais mineralizados apresentavam maior valor para E.

McALISTER e MOYLE (1983), realizaram ensaios de compressão em amostras cilíndricas de osso cortical de fêmur de ganso, retiradas das regiões anterior, posterior, lateral e medial. O valor médio obtido para E foi $(13,2 \pm 3,4)$ GPa. Realizaram, também, ensaio de flexão em três pontos utilizando amostras retangulares e, neste caso, o valor médio obtido para E foi $(19,6 \pm 3,1)$ GPa. A análise histológica revelou somente a presença de estrutura haversiana. As propriedades mecânicas se revelaram próximas às do osso humano adulto. Para o ensaio de compressão, tanto ossos retirados de fêmeas quanto de machos, apresentaram Módulo de Young significativamente menor no quadrante anterior e não houve, nesse quadrante, diferença significativa para os dois sexos. Para o ensaio de flexão este fato se repetiu porém mais acentuadamente e, comparando os dois sexos, ossos oriundos de fêmeas apresentaram E bem maior.

LIPSON (1984), analisou amostras frescas de osso cortical retiradas da parte central da diáfise de fêmur bovino. Separou as amostras de acordo com a microestrutura em plexiform (laminar) e haversianas. Determinou E pela técnica de ultra-som. Colheu as amostras em três direções, a saber, longitudinal, radial e tangencial. Amostras plexiform, nas direções longitudinal,

radial e tangencial, apresentaram, para E, respectivamente, os valores ($29,76 \pm 1,15$), ($17,26 \pm 0,88$) e ($21,37 \pm 0,58$) GPa ao passo que para amostras osteonais, nas mesmas direções, resultaram, respectivamente, ($24,66 \pm 1,01$), ($15,39 \pm 0,53$) e ($16,43 \pm 0,52$) GPa. Concluiu, também, que amostras plexiform apresentavam maiores valores para E que as amostras osteonais e que para o quadrante anterior as amostras eram plexiform (laminar) enquanto que para o quadrante posterior as amostras eram osteonais. O osso plexiform se mostrou anisotrópico enquanto o haversiano, transversalmente isotrópico.

ASCENZI et al. (1987), analisaram dois pedaços cilíndricos de ossos humanos oriundos de cabeça femural. O fêmur estava deformado. Estudos anteriores mostravam que a presença de lamelas longitudinais e transversais em ossos compactos indicavam, respectivamente, a presença de forças de tração e compressão. Concluiu-se, neste trabalho, que a distribuição dos dois tipos de lamelas estavam de acordo com a necessidade de compensar a deformidade produzida pela flexão e que existia uma clara relação entre a forma do osso como um todo e as mudanças na estrutura microscópica.

SCHAFFLER e BURR (1988), examinaram, em ensaio de tração, amostras cilíndricas frescas retiradas da diáfise de tíbias e fêmures bovinos. Para taxas de deformação altas e baixas, o Módulo de Young foi, respectivamente, ($22,1 \pm 3,7$) e ($21,4 \pm 3,1$) GPa. Notaram, ainda, que E decrescia com o aumento da porosidade e aumentava com o aumento da densidade aparente.

CURREY (1988), ensaiou 23 amostras de osso sob tração e 80 sob flexão, colhidas de osso compacto de 18 espécies de mamíferos, aves e répteis. Concluiu existir uma forte correlação entre E e o conteúdo em cálcio bem como entre E e a fração de volume (1- porosidade). Mais de 80% da variação de E era explicada pela porosidade e pelo conteúdo em cálcio.

ASCENZI (1988), analisando uma série de trabalhos sobre biomecânica do osso cortical secundário, tanto a nível macroscópico como microscópico, concluiu: 1) - lamela é a estrutura microscópica do osso que comanda as propriedades biomecânicas dos ósteons e do osso como um todo;

2)- a nível de ósteon, temos dois tipos de lamelas, dependentes da direção do seu feixe de fibras colágenas. As lamelas longitudinais (feixe de fibras colágenas orientadas ao longo do eixo do ósteon e ao longo do osso) suportam esforço de tração que atua ao longo do mesmo eixo. As lamelas transversais (feixe de fibras que está orientado perpendicularmente ao eixo do ósteon e perpendicularmente ao eixo do osso) suportam esforço de compressão atuando ao longo do mesmo eixo; 3)- a distribuição dos dois tipos de lamelas correspondem a forças dinâmicas que atuam no osso; 4)- qualquer alteração nas forças que atuam no osso, por mínima que seja, levará a um rearranjo na distribuição das lamelas.

MARTIN e ISHIDA (1989), retiraram amostras da parte central da diáfise de fêmures bovinos. O ensaio de tração ocorreu aplicando a carga a uma velocidade de 10 mm min^{-1} . Usando luz polarizada, separou as amostras em osteonais, plexiform (lamelar) e mista. Chegaram à conclusão que as amostras plexiform eram mais resistentes que as mistas e estas, mais que as osteonais.

KELLER et al. (1990), retiraram amostras corticais da diáfise de fêmures humanos e realizaram ensaio de flexão em quatro pontos. Marcou-se L/7 do centro do fêmur, tanto no sentido distal como proximal e, aí, retirou-se cilindros para confeccionar as amostras. Amostras proximais apresentaram E maior que amostras distais, com valores médios respectivamente $(15,70 \pm 2,00)$ e $(12,10 \pm 4,00)$ GPa.

CHOI et al. (1990), realizaram ensaio de flexão em três pontos em amostras de osso cortical retiradas da diáfise de uma tíbia humana (oito tamanhos diferentes de amostras). Amostras com espessura maior que $550 \mu\text{m}$ tiveram E variando de 14,51 a 16,31 GPa, isto é, apresentaram pequena variabilidade no valor de E. Para amostras com espessura variando de $550 \mu\text{m}$ a $100 \mu\text{m}$, E decresceu de 14,51 a 5,45 GPa, isto é, apresentaram acentuada variabilidade no valor de E.

ZIMMERMAN et al. (1990), analisaram amostras retiradas de fêmur de pessoas que se submeteram a prótese total de quadril. As próteses provocaram alterações mecânicas no fêmur e, conseqüentemente,

remodelamento ósseo, com mudanças também nas propriedades mecânicas do osso. Obteve-se E pela técnica de ultra-som. As amostras foram retiradas na vizinhança da prótese. Para a prótese tipo Austin-Moore, o valor médio foi $(13,46 \pm 0,85)$ enquanto que o normal seria $(15,18 \pm 0,56)$. Com a prótese tipo Charnley, o valor médio de E calculado nas mesmas condições que a anterior resultou em $(18,32 \pm 0,37)$ GPa enquanto o normal seria $(19,34 \pm 0,47)$ GPa.

LOTZ et al. (1991) antes deste trabalho, estudos analíticos assumiam que a camada do cortex tinha propriedades mecânicas iguais às da diáfise. Para verificar este fato, os pesquisadores estudaram amostras retiradas da concha metafiseal das regiões cervical e intertrocantérica de cinco fêmures humanos e, para comparar, retirou-se 36 amostras da diáfise femural com mesma geometria das anteriores. O ensaio foi de flexão em três pontos. Na região preconizada, para amostras longitudinais, E ficou em $(9,65 \pm 2,41)$ GPa, 24% menor que na diáfise onde o valor foi $(12,50 \pm 2,14)$ GPa. Para amostras transversais não houve diferença significativa.

SNYDER e SCHNEIDER (1991), procuraram verificar se um aparelho de tomografia computadorizada, construído para finalidades clínicas, levaria a bons resultados para determinar as propriedades mecânicas do osso cortical. Usou-se tíbias humanas para o ensaio. Numa primeira fase, fez-se a varredura de todos os ossos usando o aparelho de T.C. e, numa segunda, ensaio de flexão em três pontos em 45 amostras colhidas no sentido longitudinal do osso. Os resultados da T.C. são expressos em termos do coeficiente de atenuação μ . Embora houvesse boa correlação entre a densidade e μ , a correlação entre μ e E deixou a desejar. Concluiu-se que o aparelho utilizado no experimento não era adequado para determinar E.

RHO et al. (1993), usando a técnica de ultra-som e ensaio de microtração em trabéculas isoladas e em micro amostras de osso cortical, determinaram E. Para trabéculas isoladas, o Módulo de Young medido ultrasonicamente e mecanicamente resultou, respectivamente, $(14,8 \pm 1,4)$ e $(10,4 \pm 3,5)$ ao passo que para as micro-amostras os valores foram, respectivamente, $(20,7 \pm 1,9)$ e $(18,6 \pm 3,5)$ GPa.

MARTIN e BOARDMAN (1993), realizaram ensaio de flexão em três pontos em amostras corticais oriundas de tíbias bovinas. Separou-se, usando luz polarizada, as amostras em plexiform, osteonais e mistas. Para amostras plexiform, osteonais e mistas obteve, respectivamente, para E, os valores $(21,0 \pm 1,9)$ $(18,6 \pm 1,2)$ e $(10,95 \pm 1,45)$ GPa.

A seguir mostrar-se-á, em forma de tabelas, alguns valores encontrados até o momento para o Módulo de Young do osso cortical.

ENSAIOS DE TRAÇÃO

Tabela 2. Valores de E para osso cortical obtidos em ensaios de tração

- 01) 1951- EVANS & LEBOW - osso humano hidratado - 14,1 GPa.
- 02) 1952- DEMPSTER & LIDDICOAT- fêmur e tíbia humanas -14,1 GPa.
- 03) 1952- KIMURA - fêmur bovino - 24,5 GPa
- 04) 1953- KO - fêmur bovino - 17,3 GPa
- 05) 1959- SMITH & WALMSLEY - 14,0 GPa
- 06) 1965- McELHANEY - fêmur bovino - 20,5 GPa
- 07) 1965 - SWEENEY et al. - fêmur bovino - 17,2 GPa
- 08) 1966- SEDLIN & HIRSCH - fêmur humano- 6,0 GPa.
- 09) 1970- YAMADA - fêmur hidratado de cavalo - 25,5 GPa

- 10) 1970- YAMADA - fêmur desidratado de cavalo - 33,60 GPa.
- 11) 1970- YAMADA - fêmur hidratado bovino - 25,00 GPa
- 12) 1970- YAMADA - fêmur desidratado bovino - 25,80 GPa.
- 13) 1970- YAMADA - fêmur hidratado humano - 17,60 GPa
- 14) 1970- YAMADA - fêmur desidratado humano - 20,60 GPa.
- 15) 1972- BURSTEIN - fêmur humano - 14,1 GPa.
- 16) 1972- BURSTEIN et al - fêmur - $(24,5 \pm 5,1)$ GPa.
- 17) 1973- SINKIN - tíbia bovina hidratada - 24,32 GPa.
- 18) 1973- SINKIN & ROBIN - tíbia bovina - $(23,8 \pm 2,2)$ GPa.
- 19) 1974- W. BONFIELD - microtração em tíbia bovina - 27,3 GPa.
- 20) 1974- REILLY et al - humano - 17,9 GPa.
- 21) 1975- J.D.CURREY - fêmur bovino - 31,33 GPa.
- 22) 1975- REILLY & BURSTEIN - humano - 17,00 GPa.
- 23) 1988-. SCHAFFLER & BURR - bovino - 22,10 GPa.
- 24) 1990- CHOI - 16,00 GPa.
- 25) 1993- JAE YOUNG RHO - tíbia humana - $(18,6 \pm 3,5)$ GPa.

ENSAIOS DE COMPRESSÃO

Tabela 3. Valores de E para osso cortical obtidos em ensaios de compressão.

- 01) 1952- DEMPSTER & LIDDICOAT - fêmur, tíbia e úmero humanos - amostra longitudinal - 18,69 GPa.
- 02) 1952- DEMPSTER & LIDDICOAT - fêmur, tíbia e úmero humanos - amostra transversal - 4,19 GPa.
- 03) 1952- DEMPSTER- & LIDDICOAT - fêmur, tíbia e úmero humanos - amostra radial - 3,76 GPa.
- 04) 1952- KIMURA - fêmur humano - 10,4 GPa.
- 05) 1952- KIMURA - fêmur bovino - 8,5 GPa.
- 06) 1959- SMITH & WALMSLEY - 14,50 GPa.
- 07) 1965- McELHANEY - fêmur bovino - 24,1 GPa.
- 08) 1965- SWEENEY et al - fêmur bovino - 16,5 GPa.
- 09) 1970- YAMADA - fêmur hidratado de cavalo - 9,40 GPa.
- 10) 1970- YAMADA - fêmur desidratado de cavalo - 13,80 GPa.
- 11) 1970- YAMADA - fêmur hidratado de bovino - 8,70 GPa.
- 12) 1970- YAMADA - fêmur desidratado de bovino - 10,80 GPa.
- 13) 1970- YAMADA - fêmur hidratado humano - 10,60 GPa.
- 14) 1970- YAMADA - fêmur desidratado humano - 12,90 GPa.
- 15) 1973- A. SINKIN & G. ROBIN - $(7,1 \pm 1,1)$ GPa.
- 16) 1974- REILLY - fêmur bovino- laminar - $(30,30 \pm 6,0)$ GPa.
- 17) 1975- REILLY - fêmur bovino- haversiano - $(22,5 \pm 3,57)$ GPa.
- 18) 1975- BURSTEIN - relatado no trabalho de C. LOTZ de 1991 - amostra longitudinal - 17,00 GPa.
- 19) 1975- BURSTEIN - relatado no trabalho de C. LOTZ de 1991 - amostra transversal - 11,50 GPa.
- 20) 1983- G.B. MAcALISTER - fêmur de ganso - $(13,2 \pm 3,4)$ GPa.

ENSAIOS DE FLEXÃO

Tabela 4. Valores de E para osso cortical obtidos em ensaio de flexão

- 01) 1965- SEDLIN - fêmur humano - 15,8 GPa.
- 02) 1966- SEDLIN & HIRSCH - centro do fêmur humano - 15,5 GPa.
- 03) 1970- YAMADA - amostra hidratada de cavalo - 14,00 GPa.
- 04) 1970- YAMADA - amostra desidratada de cavalo - 15,00 GPa
- 05) 1970- YAMADA - amostra de osso hidratado bovino - 17,00 GPa.
- 06) 1970- YAMADA - osso desidratado bovino - 23,00 GPa.
- 07) 1970- YAMADA - osso hidratado humano - 16,00 GPa.
- 08) 1970- YAMADA - osso desidratado humano - 18,50 GPa.
- 09) 1973- SINKIN - tíbia bovina hidratada - 14,39 GPa
- 10) 1979- J.D. CURREY - fêmur bovino - 13,5 GPa.
- 11) 1983- G. B. MACALISTER - fêmur de ganso - (19,6±3,1) GPa.
- 12) 1988- J.D. CURREY - fêmur e tíbia bovinas - 18,49 GPa
- 13) 1990- T. S. KELLER et al - humano - 13,45 GPa
- 14) 1991- LOTZ et al - diáfise femural humana - (12,50±2,14) GPa.
- 15) 1993- R.B. MARTIN & D. L. BOARDMAN - tíbias bovinas - amostras plexiform - (21,02±1,89) GPa.

16) 1993- R. B. MARTIN & D. L. BOARDMAN - tíbias bovinas - amostras osteonais - $(18,63 \pm 1,21)$ GPa.

17) 1993- R.B. MARTIN & D.L. BOARDMAN - tíbias bovinas - amostras mistas - $(10,95 \pm 1,45)$ GPa.

ENSAIO COM ULTRA-SOM

Tabela 5. Valores de E para osso cortical obtidos em ensaio de ultra-som

01) 1970- BENDSCHEIN - fêmur e tíbia humanos - 24,50 GPa.

02) 1970- LANG - amostras bovinas - 22,00 GPa.

03) 1984- ASHMAN et al - fêmur humano - longitudinal - 20,00 GPa.

04) 1984- ASHMAN et al- fêmur humano- circunferencial- 13,40 GPa.

05) 1984- R.B. ASHMAN et al - fêmur humano - radial - 12,00 GPa.

06) 1984- LIPSON - fêmur bovino - quadrante AM radial - 17,26 GPa.

07) 1984- LIPSON - fêmur bovino - quadrante PL radial - 15,39 GPa.

08) 1984- LIPSON - fêmur bovino - quadrante AM tangencial - 21,37 GPa

09) 1984- LIPSON - fêmur bovino - quadrante PL tangencial - 16,43 GPa.

10) 1984- LIPSON - fêmur bovino - quadrante- AM longitudinal - 29,76 GPa.

- 11) 1984- LIPSON - fêmur bovino - quadrante PL longitudinal - 24,66 GPa.
- 12) 1993- JAE YOUNG RHO - amostras de tíbia humana - $(20,7 \pm 1,9)$ GPa.

Examinando-se os valores apresentados nas tabelas nota-se que o Módulo de Young varia de 6,00 a 33,00 GPa na tração, de 3,76 a 30,30 GPa na compressão, de 10,95 a 23,00 GPa na flexão e de 12,00 a 29,76 GPa com ultra-som.

Uma das razões desta variabilidade é a dificuldade de se padronizar as amostras e os ensaios. Mesmo que houvesse tal padronização, ainda assim ocorreria uma variabilidade pois o Módulo de Young do osso cortical é função de uma série de fatores que vão desde a coleta e preservação das amostras, até a micro-estrutura do osso e o tipo de ensaio. Supondo que fossem tomados todos os cuidados preconizados para a usinagem e preservação das amostras, analisar-se-á outros fatores que interferem na determinação do Módulo de Young (comentar-se-á aqueles mais mencionados na literatura).

3.1. Velocidade de aplicação da carga (taxa de deformação $\dot{\epsilon}$)

Existem muitos estudos a respeito da influência da taxa de deformação no valor do Módulo de Young. Mc ELHANEY (1966) testou ossos humanos em compressão com taxas de deformação que variaram de 0,001 a 1s^{-1} e concluiu que o módulo de elasticidade crescia à medida que aumentava a velocidade de aplicação da carga. BONFIELD e CLARK (1973) também relataram ter observado um aumento no módulo de Young quando a taxa de deformação crescia de 1×10^{-5} para $3 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ (isto é uma indicação de que o osso é um material viscoelástico).

Quando a amostra é submetida ao ensaio mecânico, aplica-se uma carga para deformá-la. Essa carga produz alongamento/contração/flexão, dependendo do ensaio utilizado. Se essa alteração ocorre a uma velocidade de 0,001mm/s e a amostra tem um comprimento de 20mm, a taxa de

deformação será $\dot{\epsilon} = \frac{0,001mm}{20mm.s} \Rightarrow \dot{\epsilon} = 5.10^{-5} s^{-1}$. O osso, quando exerce suas funções normais, fica sujeito a taxas de deformação em torno de $0,01s^{-1}$ mas, quando ocorre fratura, a taxa de deformação pode exceder $10,0 s^{-1}$ (COWIN - 1989).

Como o osso possui propriedades viscoelásticas, para taxas de deformação elevadas tem-se um comportamento mais rígido do osso e, para taxas mais baixas, se comporta como um material menos duro.

Taxa de deformação (s^{-1})	E (GPa)
0,001	18,6
0,010	20,0
0,100	24,1
1,000	27,6
300,000	33,1
1500,000	42,1

Tabela 6. Mostra a variabilidade de E com a taxa de deformação . Valores retirados do J. Bone Jt. Surg: 56;1001-1002, 1974, baseados em experiência realizada por DONALD T. REILLY em amostras frescas de osso cortical bovino de tipo histológico desconhecido.

CARTER & HAYES (1977) concluíram que o Módulo de Young era proporcional à taxa de deformação elevada à potência 0,06, i.e., $E \propto \dot{\epsilon}^{0,06}$. Com isso, se a taxa de deformação passa de $0,001$ para $300 s^{-1}$, o Módulo de Young praticamente duplica.

Em trabalho mais recente, FRANK LINDE et al (1991) trabalhando com osso trabecular de tíbias humanas concluíram que:

$$E = (-321 + 2146\rho) \dot{\epsilon}^{0,047}$$

$$E = 3101\rho^2 \dot{\epsilon}^{0,042}$$

$$E = 6093 \rho^3 \dot{\epsilon}^{0,034}$$

Nestas relações, ρ é a densidade aparente das amostras mas as relações são diferentes porque se usou respectivamente relações linear, quadrática e cúbica para a densidade.

3.2. Direção em que se ensaia a amostra.

Uma mesma amostra de osso poderá apresentar diferentes valores para o Módulo de Young dependendo da direção em que se faz o ensaio. Como já visto, este fenômeno se chama anisotropia.

Os valores apresentados abaixo foram extraídos do livro Bone Mechanics (COWIN - 1989) e se referem a amostras retiradas de ossos longos, onde E_1 , E_2 e E_3 significam, respectivamente, direções radial, circunferencial e longitudinal.

$E_1 = 6,91$ GPa, $E_2 = 8,51$ GPa, $E_3 = 18,4$ GPa, segundo KNETS et al (ensaio mecânico realizado em amostras de tíbia humana).

$E_1 = 12$ GPa, $E_2 = 13,4$ GPa, $E_3 = 18,4$ GPa, segundo ASHMAN et al (ensaio com ultra-som realizado em amostras retiradas de fêmur humano).

$E_1 = 11,3$ GPa, $E_2 = 11,3$ GPa, $E_3 = 22$ GPa, segundo LANG (ensaio com ultra-som realizado em amostras retiradas da falange bovina.).

$E_1 = E_2 = 11,50$ GPa, $E_3 = 17,00$ GPa, segundo REILLY e BURSTEIN (ensaio mecânico em amostras retiradas de fêmur humano).

$E_1 = E_2 = 18,8$ GPa, $E_3 = 27,4$ GPa segundo YOON e KATZ (ensaio com ultra-som em amostras retiradas de fêmures humanos).

$E_1 = E_2 = 10,2$ GPa, $E_3 = 22,6$ GPa segundo REILLY e BURSTEIN (ensaio mecânico realizado em amostras retiradas de fêmur bovino)

$E_1 = E_2 = 6,97$ GPa, $E_3 = 20,9$ GPa, segundo AMBARDAR e FERRIS (ensaio realizado com ultra-som em amostras retiradas de fêmur bovino).

$E_1 = 11,6$ GPa, $E_2 = 14,6$ GPa, $E_3 = 21,9$ GPa, segundo VAN BUSKIRK (ensaio com ultra-som realizado em amostras retiradas de fêmur bovino).

$E_1 = E_2 = 13,3 \text{ GPa}$, $E_3 = 18,1 \text{ GPa}$, segundo BURRIS (ensaio mecânico realizado em amostras retiradas de fêmur bovino)

$E_1 = 10,79 \text{ GPa}$, $E_2 = 15,6 \text{ GPa}$, $E_3 = 18,9 \text{ GPa}$, segundo BURRIS (ensaio com ultra-som realizado em amostras retiradas de fêmur bovino).

$E_1 = 12,8 \text{ GPa}$, $E_2 = 15,6 \text{ GPa}$, $E_3 = 20,1 \text{ GPa}$, segundo ASHMAN et al (ensaio com ultra-som realizado em amostras retiradas de fêmur canino).

POPE (1974) analisou, em ensaio de flexão em três pontos, amostras retiradas de tíbias bovinas. Notou que o Módulo de Young nas direções longitudinal, circunferencial e radial, no meio da diáfise, apresentava caráter anisotrópico, ao passo que, em direção às epífises, essa característica diminuía, dando lugar ao caráter isotrópico.

Frente aos resultados obtidos, REILLY e BURSTEIN, YOON e KATZ, consideraram o osso cortical transversalmente isotrópico pois $E_1 = E_2$. Em trabalhos mais recentes, VAN BUSKIRK et al., ASHMAN et al., consideraram o osso ortotrópico (o Módulo de Young é diferente para as três direções) pois apareceram resultados de KNETS e ASHMAN onde $E_1 \neq E_2 \neq E_3$.

3.3. Porosidade (p), mineralização (M) e densidade (ρ)

Sabe-se que os ossos de diferentes espécies, que exercem diferentes funções, apresentam diferentes propriedades mecânicas. Essas diferenças são atribuídas a organizações locais e a fatores composicionais. O interesse é conhecer como esses fatores estão relacionados com o comportamento mecânico. Quanto à influência de fatores composicionais, temos a colaboração de muitos estudiosos. VOSE e KUBALA (1959) realizando ensaio de flexão em amostras de osso secas, concluíram que o módulo de elasticidade e a tensão de ruptura aumentavam com o conteúdo mineral. CURREY (1969) chegou à mesma conclusão trabalhando com amostras hidratadas. CLARK e BONFIELD (1973)) também concluíram que o módulo de elasticidade aumentava com a mineralização.

Define-se **porosidade** como a fração de volume do osso ocupada por espaços vazios (canais haversianos ou espaços inter-trabeculares). É um

fator muito importante nas propriedades mecânicas do osso e é razoável esperar que o módulo de elasticidade diminua com o aumento da porosidade. Nota-se que para materiais sólidos com pequena porosidade, o módulo de Young cai rapidamente para pequenos aumentos da porosidade, ao passo que para materiais com mais lacunas a queda já não é tão acentuada.

Excetuando a porosidade, temos a parte sólida do osso, que é formada por substâncias orgânicas e inorgânicas. A **mineralização** é a fração em massa da parte inorgânica.

Densidade aparente é a razão entre a massa e o volume da amostra.

$E = 3,66 p^{-0,55}$ (GPa) - relação obtida por SCHAFFLER e BURR (1988) em ensaios de tração em amostras de osso cortical bovino.

$E = 3,94 (1-p)^{5,74}$ (GPa) - relação obtida por CURREY (1988) realizando ensaios de tração em amostras de várias espécies.

$E = 12,4 (1-p)^3$ (GPa) - relação obtida por McELHANEY (1970) fazendo ensaio de compressão em amostras de osso humano.

$E = 3790 \dot{\epsilon}^{0,006} \rho^3$ - relação obtida por CARTER e HAYES (1977), onde ϵ é a taxa de deformação e ρ a densidade.

Pela grande discrepância entre as relações, conclui-se que existem outros fatores determinantes no valor do Módulo de Young. MARTIN e BOARDMAN (1993) fazendo ensaios de flexão em amostras corticais de tíbias bovinas, depois de separá-las em plexiform, osteonais e mistas e determinar a porosidade concluíram: a maior porosidade não estava relacionada com o menor valor do módulo de elasticidade pois para as amostras plexiform, osteonal e mistas, enquanto as porosidades resultaram, respectivamente, 0,0644, 0,0488 e 0,0577, os respectivos módulos de elasticidade foram 21,02, 18,63 e 10,95 GPa.

Com relação à mineralização, alguns autores sugerem as seguintes expressões:

$E = 89,1 M^{3,91}$ (GPa) - relação obtida por SCHAFFLER e BURR (1988) com ensaio de compressão em ossos bovinos.

$E = 146 \cdot 10^{-6} Ca^{4,15}$ - relação obtida por CURREY (1988).

onde Ca é o conteúdo de cálcio em mg.

Com relação à densidade aparente, além da relação $E=3790\varepsilon^{0,006}\rho^3$ vista anteriormente, temos vários trabalhos, sendo interessante o resultado do trabalho de MARTIN e BOARDMAN (1993) realizado em amostras corticais de tíbia bovina com ensaio de flexão, cuja conclusão foi:

“A análise de variância mostrou que o módulo de elasticidade era menor nas amostras osteonais que nas plexiform e que as osteonais tinham menor porosidade e menor mineralização. A análise de regressão linear revelou que a orientação das fibras colágenas era um fator marcante para prever as propriedades de flexão. Dois outros fatores importantes eram a densidade e a mineralização. No grupo das amostras plexiform 77% do valor de E são ditados pela densidade (úmida e seca) e pela orientação das fibras colágenas. No grupo das amostras osteonais, 88% do valor de E são ditados pela mineralização e orientação, das fibras colágenas. Quando as amostras são consideradas juntas, formando um único grupo, 62% da variabilidade de E são atribuídas à orientação das fibras colágenas, densidade e porosidade”.

Relacionando todas essas grandezas, MARTIN e BOARDMAN obtiveram para E:

Amostras plexiform; $E = - 89,2 + 81,7\rho_w - 35,7\rho_d + 0,181 \text{ LSI}$

Amostras osteonais: $E = - 41,5 + 0,811\% \text{MIN} + 0,115 \text{ LSI}$

Amostras juntas: $E = - 13,6 + 0,105 \text{ LSI} - 11,5\rho_d - 109P_h + 25,3\rho_w$

onde:

P_h = porosidade devido aos canais de Havers.

LSI = grandeza que fornece o grau de inclinação das fibras colágenas em relação ao eixo da amostra.

ρ_d = densidade aparente da amostra seca.

ρ_w = densidade aparente da amostra úmida.

%MIN = porcentagem de mineralização.

3.4. Tamanho das amostras

O efeito do tamanho das amostras no valor do Módulo de Young do osso cortical não foi, ainda, bem estudado. MURRAY e colaboradores (1984), depois de testarem amostras de diferentes espessuras concluíram que o módulo de elasticidade decrescia com a espessura. Por outro lado, YANG e LAKES (1982) obtiveram dados contraditórios aos de MURRAY pois YANG concluiu que o valor de E aumentava para amostras cada vez menores (seu trabalho se refere a amostras grandes, portanto, não se pode extrapolar o resultado para micro-amostras).

Nº de amostras	Altura (μm)	Largura (μm)	E (GPa)
10	1002,3	997,7	$14,92 \pm 1,75$
10	798,8	806,2	$16,31 \pm 1,43$
10	564,2	516,1	$14,51 \pm 2,36$
10	322,6	306,6	$11,62 \pm 1,10$
10	193,0	209,9	$8,91 \pm 2,14$
10	143,9	150,4	$7,44 \pm 1,50$
15	122,8	131,7	$5,15 \pm 1,47$
13	102,3	111,3	$5,45 \pm 1,53$

Tabela 7. Variação de E com o tamanho das amostras.

Mais recentemente, CHOI (1990) estudou a influência da geometria e tamanho das amostras no valor do Módulo de Young. As amostras (micro-amostras) foram retiradas da diáfise posterior de tíbias humanas e o ensaio realizado foi o de flexão em três pontos. As amostras apresentavam seção retangular. Preparou-se oito tamanhos diferentes de amostras e ensaiou-se todas com uma velocidade de deformação de 0,11 mm/s. Durante os ensaios, a distância entre os suportes (valor que estabelece o comprimento

das amostras), foi tal de modo a manter uma razão de valor 10 entre o comprimento e a altura da amostra. Os resultados estão na tabela 7.

3.5 Posição das amostras no osso.

A variação do Módulo de Young com a posição em que a amostra se encontra no osso foi bem estudada por ASHMAN (COWIN - 1989). Para exemplificar, podemos observar os gráficos obtidos por ASHMAN mostrando a variação do Módulo de Young ao longo e em torno do fêmur humano (fig. 12)

Fig.12a. Variação do Módulo de Young ao longo de fêmur humano para amostras longitudinais. Os números indicam porcentagem, sendo no joelho, 0% e nos quadris, 100%. Figura retirada do livro Bone Mechanics (COWIN -1989)

Fig.12b. Variação do Módulo de Young em torno da circunferência de fêmur humano. Figura reproduzida do livro Bone Mechanics (COWIN-1989)

POPE (1974), utilizando amostras de tíbias bovinas, concluiu que para amostras longitudinais, o Módulo de Young cresce das epífises para as diáfises (fig. 22) ao passo que para amostras radiais e circunferenciais ocorre exatamente o contrário.

3.6. Microestrutura do osso.

Analizando-se a estrutura dos ossos percebeu-se que a distribuição espacial do material que compõe o osso tem grande importância na sua capacidade de resistir a esforços mecânicos e que ocorre uma redistribuição deste material no desenvolvimento e durante a vida, como uma resposta aos esforços externos. Sabe-se, também, que as propriedades do material que compõe o osso cortical são determinadas pelo arranjo e organização de seus componentes (fibras colágenas, estrutura da parte mineral, vasos sanguíneos, lamelas e sistemas de Havers).

CURREY (1962,1964) descreveu o osso como um material composto por duas fases: cristais de apatita, que distendem bem pouco quando tracionados e apresentam alto módulo de elasticidade, mergulhados numa matriz de fibras colágenas, que suportam bem a tração mas apresentam baixo valor para o módulo de elasticidade. Esta estrutura dava ao osso módulo de Young alto e boa capacidade para suportar tração.

KATZ (1980) concluiu que este modelo anterior não era adequado para descrever as propriedades mecânicas do osso haversiano e que era necessário considerar a organização a nível microestrutural.

WAINRIGHT et al (1976) sugeriram que a estrutura laminar e a haversiana do osso poderiam levar a diferentes comportamentos mecânicos. Enquanto osso haversiano apresentava a mesma estrutura nas direções radial e tangencial, teria, também, aí, diferentes propriedades mecânicas. Já o osso laminar teria comportamento mecânico diferente para as posições tangencial e radial, uma vez que apresenta diferentes estruturas nessas direções.

Percebeu-se que amostras com a mesma densidade e a mesma mineralização poderiam apresentar diferentes valores para o Módulo de

.Young. Procurou-se, então, verificar se a diferença estava na arquitetura (estruturas que apresentam mais ou menos canais de Havers e também a orientação das fibras colágenas).

LIPSON (1984) analisou amostras frescas retiradas de fêmur bovino (retiradas da mesma seção transversal do ponto médio da diáfise) e as classificou em plexiform (laminar onde praticamente não há canais de Havers) e haversianas (onde há canais de havers). Sob uma análise microscópica amostras de quadrantes diferentes apresentaram diferentes microestruturas. Por exemplo, amostras do quadrante anterior (fig.13) se mostraram do tipo plexiform enquanto que amostras do quadrante posterior (fig.13) se mostraram haversianas. Amostras plexiform apresentaram Módulo de Young maiores que as amostras osteonais.

Fig. 13. À esquerda temos a seção de um osso longo mostrando as posições anterior (A), posterior (P), lateral (L) e medial (M). À direita, os quadrantes antero-medial (AM) e postero lateral (PL)

Notou-se, também, que as amostras plexiform eram anisotrópicas enquanto as haversianas eram transversalmente isotrópicas. O ensaio realizado para determinar o M.Y. foi o ultra-som e verificou-se as amostras em três direções diferentes. Os resultados seguem abaixo.

Direção radial	E (GPa)
quadrante AM (plexiform)	(17,26±0,88)
quadrante PL (osteonal)	(15,39±0,53)
Direção tangencial	
quadrante AM (plexiform)	(21,37±0,58)
quadrante PL (osteonal)	(16,43±0,52)

Direção longitudinal

quadrante AM (plexiform)	(29,76±1,15)
quadrante PL (osteonal)	(24,66±1,01)

MARTIN (1989) ensaiou, sob tração, amostras retiradas da parte central da diáfise de tíbias bovinas. Depois do ensaio, usando microscópio e luz polarizada, separou as amostras em plexiform, osteonais e mista (amostras onde coexistem as estruturas plexiform e osteonal) . Para a tensão de ruptura do osso, obteve os valores (115±26), (87,4±13), e (112±20) MPa, respectivamente, para as amostras plexiform, osteonal e mista.

Mais recentemente, MARTIN (1993) realizou ensaio de flexão em três pontos em amostras de tíbias bovinas. As amostras, após análise histológica, foram separadas em osteonais (predominam osteons secundários), plexiform (poucos osteons secundários e muitos canais vasculares plexiform) e mistas (coexistem as duas estruturas anteriores). Obteve, respectivamente, para as amostras plexiform, osteonais e mistas os valores (21,02±1,89), (18,63±1,21) e (10,95±1,45) GPa para o Módulo de Young.

4. Determinação do Módulo de Young do osso cortical de tíbias bovinas pelo ensaio de flexão em três pontos

4.1. Histórico

4.2. Material e Método

4.3. Identificação das amostras

4.4. Ensaio Mecânico

4.1. Histórico

Segundo COWIN (1989), embora teoricamente os ensaios mecânicos sejam confiáveis, os resultados obtidos podem ser afetados de muitas maneiras. Embora existam normas para ensaiar os materiais comumente usados em engenharia, o mesmo não acontece com o osso, principalmente devido a uma limitação que é o tamanho das amostras. Mesmo assim, COWIN recomenda aplicar, tanto quanto possível, as normas preconizadas (é o que se fará nesta parte experimental).

Uma das dificuldades que surge ao se ensaiar amostras de osso em tração ou compressão é a fixação das amostras. Recorre-se, normalmente, ao uso de colas. Antes de colar é conveniente secar as amostras e, aí, o resultado final sofre alterações, tanto pelo fato de se usar cola como pelo fato de se desidratar o osso. Outra dificuldade é medir a deformação que ocorre ao se aplicar a carga.

Nos ensaios com ultra-som, usando-se onda sonora com frequência adequada, o cálculo de V (velocidade com que a onda sonora se propaga na amostra) resulta bastante preciso. A dificuldade maior é o cálculo da densidade da amostra (o que se faz usando o princípio de Arquimedes) para utilizar na relação $E = \rho V^2$.

O ensaio de flexão em três pontos tem a vantagem de ser simples, dispensar fixadores das amostras (nesse caso as amostras simplesmente repousam sobre suportes), facilitar a medida da flecha causada pela carga, além do fato que tensões de flexão aparecem normalmente nos ossos longos durante o seu funcionamento. Uma outra importância em se usar o ensaio de flexão em três pontos é que ao se tentar obter o módulo de elasticidade na flexão, E_f , a partir dos resultados obtidos em ensaios de tração e compressão, não se obteve resultados satisfatórios.

No ensaio de flexão em três pontos que será realizado, usar-se-á uma técnica cujo objetivo é minimizar os problemas apontados por alguns pesquisadores quanto ao ensaio de flexão, tais como: 1) atrito entre a amostra e cabeça da cruzeta (peça que entra em contato com a amostra ao se aplicar a

carga) e entre a amostra e os suportes - para minimizar o atrito, tais peças apresentarão forma arredondada com raio de curvatura obedecendo padrões estabelecidos. 2) tensão excessiva (tanto de tração como de compressão) nas fibras mais afastadas da linha neutra - para evitar essas tensões usar-se-á uma relação adequada entre a distância entre suportes e a altura das amostras ao mesmo tempo que se cuidará para que a carga aplicada não exceda determinado valor.

Para o cálculo do Módulo de Young das amostras, usar-se-á a fórmula XIII, já apresentada. A carga será aplicada a uma velocidade conhecida e permanecerá a mesma para todas as amostras. Um aparelho, acoplado à máquina de ensaio, fornecerá um gráfico em duas dimensões da variação da flecha no ponto médio da amostra em função da carga aplicada. A medida da flecha é fornecida por um extensômetro colocado na parte central e abaixo da amostra, fixado na base que sustenta os suportes. O gráfico obtido será uma reta, pois se trabalhará somente na região de deformação elástica. O coeficiente angular da reta corresponde à letra m da fórmula já mencionada. Como a largura e a altura da amostra são conhecidas, bem como a distância entre os suportes, determina-se E_r .

4.2. Material e Método

Utilizou-se cinco tíbias bovinas oriundas do Matadouro do Campus Universitário de Pirassununga (USP) da Universidade de São Paulo. Os animais eram todos machos da raça nelore e não apresentavam qualquer patologia. As tíbias eram todas esquerdas. Depois de retirar as partes moles que as envolviam, numerou-se de 1 a 5, embalou-se em sacos plásticos e congelou-se a -20°C até o momento da retirada das amostras.

Para dar início à preparação das amostras, retirou-se da extremidade distal das tíbias os ossos maléolo lateral, calcâneo, sustentáculo do talus e talus, ficando, assim, as tíbias, com comprimento médio de 42,5 cm. Sendo L o comprimento das tíbias, tomou-se para centro a medida $23/50 L$ (pois verificou-se, após cortar várias tíbias, que nessa posição a diáfise

apresentava diâmetro menor e a parede do osso cortical era mais espessa) contados a partir da extremidade distal.

Tíbia	Peso do animal (kg)	Peso da carcaça	Idade (meses)
1	430	247	43
2	482	289	43
3	490	292	43
4	546	311	36
5	500	286	36

Tabela 8. Dados dos bovinos dos quais se retirou as tíbias

Outro cuidado foi marcar, ao longo das tíbias, as oito faces a serem utilizadas: faces anterior (A), posterior (P), lateral (L), medial (M), antero-lateral (AL), antero-medial (AM), postero-lateral (PL) e postero-medial (PM). Para se escolher corretamente essas faces, lançou-se mão de livro de anatomia animal e da ajuda de veterinário do Campus da USP de Pirassununga. Concluiu-se que a face mais plana e rugosa (devido inserções musculares) era a posterior e que a face lateral possuía uma "depressão" entre a tuberosidade tibial e o côndilo lateral da tíbia. Assim, marcou-se corretamente as faces acompanhando o eixo do osso. Do centro da diáfise marcou-se 22,5 mm em sentido distal e 22,5 mm em sentido proximal, traçando linhas que contornaram as tíbias, demarcando, aí, um cilindro de 45 mm de altura. Fez-se mais dois traços nos sentidos distal e proximal, paralelos e distantes dos primeiros, respectivamente, 45 mm e 90 mm. As tíbias ficaram divididas em cinco blocos cilíndricos e com traços laterais que indicavam as faces.

Usando uma serra de fita fez-se seis cortes transversais nas tíbias, obtendo, assim, cinco blocos cilíndricos (fig. 14). Esses blocos foram novamente congelados e depois, um a um, levados à fresadora para retirar amostras longitudinais das oito faces. Para tal, equipou-se a fresadora (desenvolvida no Laboratório de Bioengenharia) com duas serras paralelas, distantes 4 mm e prendeu-se os blocos cilíndricos numa morsa de maneira que

a trajetória das serras ao se movimentarem ficasse paralela às marcas longitudinais das faces (fig. 15). Cortou-se, então, do periósteo para o endósteo, até a retirada total das lâminas.

Fig. 14. Cortes transversais na tíbia para a retirada dos blocos cilíndricos

Fig.15. Detalhe mostrando a retirada de uma amostra de uma das faces do bloco.

Para realizar o outro corte longitudinal nas lâminas de modo a deixá-las na medida desejada e eliminar 2 mm do periósteo e a parte restante do endósteo, desenvolveu-se um dispositivo para fixar as lâminas. Agora, a fresadora, equipada novamente com duas serras paralelas mas distantes 2 mm, cortou longitudinalmente a lâmina óssea. Todos os cortes ocorreram sob copiosa refrigeração com água para evitar que o atrito com as serras aumentasse a temperatura das amostras, principalmente na região adjacente ao corte, o que alteraria as propriedades do material. Também, com o intuito de não aumentar a temperatura das amostras, procurou-se avançar com as serras, lentamente. Cortando os extremos das lâminas, ajustou-se o tamanho das amostras para, aproximadamente, 2mm x 4mm x 40mm. Marcou-se, também, a face das amostras voltada para o periósteo pois aí será aplicada a carga no momento

do ensaio (este cuidado é de fundamental importância para não se introduzir outro fator de erro nos valores a serem obtidos).

No extremo das amostras fez-se um orifício de $(1/64)''$ de diâmetro por onde se passou uma cordão com uma etiqueta de plástico identificando a amostra. Assim procedendo, todas as 200 amostras foram identificadas (fig. 16).

Fig.16. Amostras prontas para o ensaio, medindo, aproximadamente, 2x4x40 mm

Mediu-se as amostras em três posições diferentes, tanto na altura como na largura, com um micrômetro de precisão 0,01 mm, tomando-se para valor final, a média aritmética desses valores. Não se mediu o comprimento das amostras pois essa grandeza fica automaticamente estabelecida, no momento do ensaio, pela distância fixa, pré determinada, entre os suportes cilíndricos. As amostras, medidas e marcadas, foram envoltas em gaze umedecida com soro fisiológico e congeladas a -20°C até o momento do ensaio.

4.2. Identificação das amostras.

Fig.17. 1- Segmento distal da diáfise. 2- Segmento intermédio-distal da diáfise. 3- Segmento médio da diáfise. 4- Segmento intermédio-proximal da diáfise. 5- Segmento proximal da diáfise.

As amostras receberam dois números e 1 ou 2 letras que as identificavam. O primeiro número indicava a tibia; as letras, a face da tibia e o segundo número, a posição ao longo da tibia. Assim:

1A2 $\Rightarrow$ amostra retirada da tibia 1, face anterior do segmento intermédio-distal

2P3 $\Rightarrow$ amostra retirada da tibia 2, face posterior do segmento. médio.

3L4 $\Rightarrow$ amostra retirada da tibia 3, face lateral do segmento intermédio-proximal.

4PM5 $\Rightarrow$ amostra retirada da tibia 4, face postero-medial do segmento proximal.

5AL1 $\Rightarrow$ amostra retirada da tibia 5, face antero-lateral do segmento distal.

4.3. Ensaio Mecânico

Para o ensaio mecânico, usou-se uma máquina universal de ensaios em conjunto com um dispositivo para determinação do módulo de elasticidade de pequenas amostras (MORO et al -1996) (fig. 18 e 19). Para atender as normas que nortearam o ensaio, o dispositivo passou por duas modificações: suportes e cabeça da cruzeta com forma arredondadas com raios de curvatura obedecendo padrões e distância entre suportes de acordo com a altura das amostras. Pode-se notar nas figuras 18 e 19 (melhor na fig.19) uma haste deslizante em contato com a máquina de ensaio para a aplicação da carga. A haste recebe a carga proveniente da máquina universal de ensaios e a transfere para a amostra. A extremidade da haste que toca a amostra (cabeça da cruzeta) é arredondada. Logo abaixo da amostra, fig. 18, está o transdutor de deformação que mede a deflexão da amostra. Este transdutor foi usinado em liga de alumínio e os extensômetros foram colados em forma de ponte de Wheatstone. A sensibilidade é de $0,5\mu\text{m}$ e a amplitude máxima é de $3000\mu\text{m}$. O conjunto está acoplado à máquina universal de ensaios, os sinais são amplificados e enviados a um registrador XY. O dispositivo foi calibrado com instrumento Mitutoyo (relógio comparador).

De acordo com a orientação de COWIN (1989), procurou-se seguir normas pré estabelecidas para ensaios e optou-se pela norma ASTM D790M86^{e1} recomendada para propriedades de flexão de plásticos reforçados e não reforçados e materiais elétricos isolantes, desde que a amostra apresente a forma de barras retangulares, quer moldadas, quer cortadas. Optou-se pelo procedimento A que se aplica a materiais que sofrem pouca deflexão durante os testes e pelo método I que é ensaio de flexão em três pontos. Segundo esta norma alguns cuidados devem ser tomados. O aparato todo de ensaio deve ser tal que sua deformação elástica não ultrapasse em 1% a deformação total da amostra ensaiada. Os apoios da amostra e a cruzeta de aplicação da carga devem ser superfícies cilíndricas com raio de, no mínimo, 3 mm e, no máximo, 1,5 vezes a altura da amostra

para os suportes e 4 vezes a altura da amostra para a cabeça da cruzeta, pois o objetivo é evitar o “amassamento” da amostra.

Fig.18. Suporte mostrando os apoios cilíndricos onde repousa a amostra. A cabeça da cruzeta e o transdutor de deformação se localizam, respectivamente, nas partes superior e inferior da amostra.

Fig. 19. Detalhe mostrando a célula de carga e a haste deslizante, cujo extremo inferior (cabeça da cruzeta) transfere a carga para a amostra.

ou quebra devido a concentração de tensões. Observar uma razão de 16:1 entre a distância dos suportes e a altura da amostra, quando para o material em teste, a razão entre a tensão de ruptura à tração e a tensão de ruptura ao cisalhamento for menor que 8:1.

Assim, desenhou-se um suporte que foi construído em latão e aço. Neste suporte os apoios eram cilindros de aço de 3mm de raio, paralelos e distantes 32 mm, pois, sendo nossa amostra de aproximadamente 2 mm de altura, teríamos a razão 16:1 preconizada (fig. 18). A cabeça da cruzeta, também em aço, era cilíndrica com raio de 3 mm.

Na literatura encontrou-se, para o osso cortical bovino, valores de 58 a 70 MPa para a tensão de ruptura ao cisalhamento e 160 a 170 MPa para a tensão de ruptura à tração, o que dá uma razão de, no máximo, 3:1 entre a segunda e a primeira, resultado que está dentro do estipulado pela norma que se escolheu.

Como se mencionou anteriormente, ao fletir a amostra, suas fibras superiores ficam sujeitas a tensão de compressão e as inferiores a tensão de tração e, no ponto médio da amostra, para as fibras mais afastadas da linha neutra, esta tensão é máxima. Para manter a integridade dessas fibras mais afastadas procurou-se na literatura qual seria a tensão de ruptura para o osso cortical bovino. Encontrou-se, em média, respectivamente, os valores de 140 MPa e 200 MPa para as tensões de tração e de compressão. Usando-se a relação:

$$\sigma_r = \frac{3P\ell}{2bh^2}$$

onde

σ_r = tensão de ruptura

P = carga aplicada no ponto médio da amostra.

ℓ = distância entre os suportes.

b = largura da amostra

h = altura da amostra

e fazendo $\sigma_r = 140$ MPa, concluiu-se que a carga máxima permitida seria de 50N. Nos ensaios chegou-se a um valor de, no máximo, 40N.

Atentou-se, também, para o seguinte detalhe: com essa carga de, no máximo, 40N, a amostra apresentaria uma flecha ao ser deformada. O tamanho desta flecha estaria dentro da amplitude do extensômetro a ser utilizado? Calculou-se, então, a flecha máxima, considerando $E = 20$ GPa (valor médio encontrado na literatura, para o módulo de elasticidade de osso cortical bovino em ensaio de flexão) para a amostra, usando-se a relação.

$$f = \frac{P\ell^3}{4bh^3E}$$

onde

$$P = 40\text{N}$$

$$\ell = 32\text{ mm}$$

$$b = 4\text{ mm}$$

$$h = 2\text{ mm}$$

$$E = 20\text{ GPa}$$

chegou-se a um valor 0,58 mm para a flecha. Como este valor máximo da flecha estava dentro da amplitude permitida do extensômetro (3000 μm como já se mencionou), passou-se aos ensaios.

Para tal, usou-se a máquina universal de ensaios do Laboratório de Bioengenharia, com célula de carga de 2000N, juntamente com o suporte das amostras mencionado anteriormente. O suporte é tal que o dispositivo para aplicar a carga desce por um furo guia de modo a forçar exatamente no ponto médio dos dois apoios e, conseqüentemente, no ponto médio das amostras. No fundo do suporte usou-se um calço de acrílico de maneira que a amostra quando apoiada no calço, recebia a carga em toda a extensão da sua largura.

Tão logo a amostra se descongelava e atingia a temperatura ambiente, era colocada no suporte usando-se uma pinça. Não houve preocupação em se hidratar a amostra durante o ensaio, uma vez que o processo era rápido. Aplicou-se a carga no meio da amostra, sempre do periosteio para o endosteio, com uma velocidade de 4×10^{-3} mm/s até o valor de 10N aproximadamente, parando-se, então, por dois minutos esperando a acomodação do material. A seguir, continuava-se a aplicar a carga com a mesma velocidade mas agora coletando as informações em papel milimetrado, obtendo-se o gráfico carga x flecha.

Um gráfico típico do ensaio realizado é mostrado na fig.(20) e se refere à amostra 2M5. Mostrar-se-á como se obtém E a partir deste gráfico.

Fig. 20. Gráfico obtido ao se ensaiar a amostra 2M5. No eixo das ordenadas temos a carga aplicada e no eixo das abscissas, a flecha produzida.

O primeiro passo é obter o coeficiente angular da reta, isto é, $m = \tan \theta$.

Ao medir diretamente no gráfico, obtém-se, para o cateto vertical, 47 mm e para o horizontal, 180 mm. Mas, de acordo com calibrações realizadas (ANEXO II), 9,5 mm do papel milimetrado correspondem a uma flecha de 10^{-2} mm e, 13 mm do mesmo papel, a uma carga de 0,5 Kg. Para calibrar a carga, ligou-se a máquina de ensaios e, a cada 5N de carga

aplicada, fazia-se uma marca (repetidas vezes) e, fazendo-se uma média dos valores obtidos entre os intervalos das várias marcas, concluiu-se que para cada 13mm de papel milimetrado correspondia uma carga de 5N. Para calibrar a flecha, colocou-se sob a cabeça da cruzeta um medidor e, quando o referido medidor acusava um abaixamento de 10^{-2} mm, fazia-se uma marca (repetidas vezes) e, dos valores obtidos nos intervalos, fazendo-se uma média, concluiu-se que para cada 13mm de papel milimetrado correspondia uma flecha de 10^{-2} mm.

Fazendo as considerações adequadas,

$$m = \frac{47 \times 0,5 \times 9,5}{13 \times 180 \times 10^{-2}} \Rightarrow m = 9,54 \text{ Kg}f / \text{mm} \Rightarrow m = 93,5 \text{ N} / \text{mm}$$

Tendo o valor de m, as medidas da amostra em mm e o valor de ℓ , calcula-se E pela equação XIII já vista

$$E = \frac{m\ell^3}{4bh^3} \quad (\text{XIII})$$

$$E = \frac{93,5 \times 32^3}{4 \times 4,13 \times 2,29^3} \Rightarrow E = 15443,47 \text{ MPa} \Rightarrow E = 15,44 \text{ GPa}$$

m = coeficiente angular da reta carga x deflexão (N/mm)

ℓ = distância entre os suportes (32 mm)

b = largura da amostra (4,13 mm).

h = altura das amostras (2,29 mm)

Para as outras 199 amostras, usou-se o mesmo procedimento.

Se ao invés da relação simplificada

$$E = \frac{m\ell^3}{4bh^3}$$

fosse usada a relação XI, completa, obter-se-ia:

$$E = \frac{93,5 \times 32^3}{4 \times 4,13 \times 2,29^3} \left[1 + 2,85 \left(\frac{2,29}{32} \right)^2 - 0,84 \left(\frac{2,29}{32} \right)^3 \right]$$

$$E = 15,66 \text{ GPa}$$

Isto equivale a um erro, por simplificação, de 1,4%, perfeitamente desprezível em face dos demais erros inerentes ao próprio método.

5. RESULTADOS

5.1. Valores dos Módulos de Young das 200 amostras de osso cortical retiradas de 5 tíbias bovinas.

5.2. Variação de E ao longo das tíbias

5.3. Variação de E em torno das tíbias

5.4. Comparação da variabilidade de E em torno da tíbia humana com o obtido em torno das tíbias bovinas e comparação da variabilidade de E em torno do fêmur humano com o obtido em torno das tíbias bovinas.

5.1. Valores dos Módulos de Young das 200 amostras de osso cortical

Amostra	E(GPa)	Amostr	E(GPa)	Amostr	E(GPa)	Amostr	E(GPa)	Amostr	E(GPa)
1A1	13,14	1A2	16,96	1A3	14,20	1A4	10,78	1A5	10,38
1P1	13,51	1P2	17,71	1P3	15,95	1P4	16,94	1P5	13,61
1L1	14,38	1L2	17,63	1L3	18,03	1L4	12,25	1L5	15,18
1M1	15,22	1M2	15,92	1M3	18,35	1M4	18,61	1M5	14,32
1AL1	14,88	1AL2	20,91	1AL3	16,95	1AL4	16,71	1AL5	13,94
1AM1	18,26	1AM2	15,29	1AM3	17,29	1AM4	14,42	1AM5	13,76
1PL1	15,97	1PL2	17,76	1PL3	14,79	1PL4	15,73	1PL5	15,11
1PM1	14,77	1PM2	17,67	1PM3	20,61	1PM4	17,32	1PM5	16,64
2A1	13,06	2A2	20,88	2A3	20,28	2A4	14,53	2A5	12,90
2P1	13,86	2P2	15,30	2P3	15,54	2P4	16,58	2P5	13,11
2L1	10,08	2L2	19,67	2L3	19,47	2L4	19,03	2L5	22,12
2M1	15,67	2M2	20,95	2M3	17,31	2M4	18,38	2M5	15,40
2AL1	14,59	2AL2	18,04	2AL3	19,73	2AL4	17,78	2AL5	16,98
2AM1	14,26	2AM2	19,21	2AM3	14,73	2AM4	18,15	2AM5	11,52
2PL1	14,73	2PL2	17,45	2PL3	17,2	2PL4	15,40	2PL5	14,84
2PM1	16,42	2PM2	19,09	2PM3	19,96	2PM4	18,17	2PM5	14,43
3A1	19,45	3A2	22,61	3A3	21,39	3A4	18,18	3A5	11,94
3P1	17,52	3P2	22,24	3P3	22,17	3P4	22,72	3P5	18,48
3L1	19,64	3L2	23,53	3L3	27,71	3L4	21,81	3L5	23,12
3M1	16,72	3M2	25,87	3M3	21,51	3M4	27,61	3M5	21,07
3AL1	18,06	3AL2	25,46	3AL3	23,21	3AL4	20,49	3AL5	20,33
3AM1	19,19	3AM2	22,36	3AM3	20,57	3AM4	20,87	3AM5	16,64
3PL1	19,83	3PL2	21,74	3PL3	23,99	3PL4	24,02	3PL5	16,68
3PM1	16,46	3PM2	23,75	3PM3	24,66	3PM4	23,39	3PM5	20,87
4A1	20,38	4A2	20,10	4A3	21,17	4A4	20,79	4A5	19,97
4P1	15,37	4P2	23,83	4P3	21,18	4P4	20,89	4P5	17,68
4L1	16,03	4L2	22,80	4L3	18,58	4L4	24,00	4L5	24,16
4M1	17,29	4M2	24,46	4M3	23,59	4M4	23,15	4M5	22,56
4AL1	17,57	4AL2	24,95	4AL3	25,56	4AL4	24,01	4AL5	19,91
4AM1	16,83	4AM2	24,21	4AM3	19,33	4AM4	19,25	4AM5	21,34
4PL1	16,55	4PL2	19,37	4PL3	23,85	4PL4	22,33	4PL5	18,51
4PM1	17,90	4PM2	23,02	4PM3	27,88	4PM4	23,14	4PM5	18,01
5A1	17,49	5A2	24,79	5A3	21,27	5A4	18,17	5A5	14,33
5P1	17,16	5P2	22,67	5P3	18,47	5P4	16,72	5P5	21,09
5L1	21,04	5L2	23,13	5L3	27,88	5L4	21,50	5L5	22,52
5M1	22,92	5M2	27,28	5M3	24,34	5M4	20,99	5M5	19,11
5AL1	17,80	5AL2	24,09	5AL3	25,30	5AL4	22,12	5AL5	19,73
5AM1	16,06	5AM2	21,66	5AM3	19,48	5AM4	22,82	5AM5	18,91
5PL1	17,40	5PL2	20,05	5PL3	22,45	5PL4	16,84	5PL5	17,03
5PM1	15,35	5PM2	19,02	5PM3	22,29	5PM4	21,82	5PM5	18,98

TABELA.10. Módulo de Young, em GPa, das 200 amostras longitudinais de osso cortical retiradas das cinco tíbias bovinas

A análise dos dados da tabela 10 permite determinar o valor médio do módulo de elasticidade. Assim, o valor médio do Módulo de Young das 200 amostras resultou $(18,95 \pm 3,39)$ GPa e é relativo a um trecho da tíbia compreendido, aproximadamente, entre 0,20L e 0,75L, medidos a partir da extremidade distal. O valor 3,39 é o desvio padrão. A interpretação é que somando-se ou subtraindo-se 3,39 ao valor médio, provavelmente, 68,27% dos valores encontrados estarão nesta faixa, i. é., $15,56 \text{ GPa} < E < 22,34 \text{ GPa}$. Já, somando ou subtraindo o dobro deste valor à média, provavelmente 95,45% dos valores encontrados estarão neste intervalo, i. é., $12,17 \text{ GPa} < E < 25,73 \text{ GPa}$.

CURREY (1988) encontrou, em média, ensaiando fêmur e tíbia bovinos em ensaio de flexão em três pontos, $(18,49 \pm 2,84)$ GPa para o valor de E.

MARTIN e BOARDMAN (1993) obtiveram, também em ensaio de flexão em três pontos, para amostras longitudinais da diáfise de tíbias bovinas, aplicando a carga com uma velocidade de 10mm/min os valores para E: $(21,02 \pm 1,89)$, $(18,63 \pm 1,21)$ e $(10,95 \pm 1,45)$ GPa, respectivamente, para amostras plexiform, osteonais e mistas, gerando, um valor médio de 16,87 GPa.

5.2. Variação de E ao longo das tíbias

Segmento	Nºde amostras	Valor médio de E
distal	40	$16,57 \pm 2,46$
intermédio-distal	40	$21,09 \pm 3,11$
médio	40	$20,71 \pm 3,62$
intermédio-proximal	40	$19,46 \pm 3,56$
proximal	40	$17,43 \pm 3,54$

Tabela 11. Valores médios dos módulos de elasticidade para as cinco tíbias por região ao longo das tíbias (0,20L a 0,75L medidos a partir da extremidade distal)

Fig.21 Variação média do Módulo de Young ao longo das tíbias na região que vai de 0,20L a 0,75L medidos a partir da extremidade distal.

Fig. 22. Variação do Módulo de Young ao longo de tíbia bovina. Reprodução do gráfico obtido por Pope (1974) ao realizar ensaio de flexão em amostras longitudinais de osso cortical.

Analisando-se a tabela 10 verificou-se que, para as cinco tíbias, o Módulo de Young crescia das epífises para a diáfise. Construiu-se, então, a tabela 11 e, em seguida, o gráfico (fig. 21) que mostra essa variação. Os dados da tabela e, conseqüentemente, do gráfico, foram obtidos da seguinte maneira: cada segmento de tíbia forneceu oito amostras e, como se usou cinco

tíbias, obteve-se quarenta amostras por segmento. A média das quarenta amostras foi lançada no gráfico. Procedeu-se, assim, para todos os cinco segmentos.

Pode-se notar que POPE (1974) (fig. 22) também concluiu que o valor de E aumenta das epífises para a diáfise. Segundo o autor, tal fato ocorre porque no meio da diáfise os ósteons se orientam paralelamente ao eixo do osso e, em direção às epífises, essa orientação se altera com a finalidade de o osso exercer outra função que é a de apoio.

5.3. Variação de E em torno (nas faces) das tíbias

Notou-se, também, uma variabilidade em E dependendo da face da tibia e, para visualizar tal fato, construiu-se o gráfico de barras (fig. 23).

Fig. 23. Valores médios de E nas faces anterior, antero-lateral, lateral, postero-lateral, posterior, postero-medial, medial e antero-medial para as cinco tíbias.

Os valores aí representados se referem à média obtida nas cinco tíbias examinadas. Para cada face de uma tibia coletou-se cinco amostras e, como se utilizou cinco tíbias, o total de amostras por face nas cinco tíbias foi de 25. O gráfico mostra os valores médios nas regiões A, P, L, M, AL, AM, PL e PM (fig. 24 ajuda a visualizar estas faces) para as cinco tíbias.

Nota-se que os maiores valores aparecem nas faces lateral e medial e valem respectivamente $(20,34 \pm 3,92)$ e $(20,21 \pm 4,34)$ GPa e que os menores valores ocorrem nas faces anterior e posterior com valores respectivamente iguais a $(17,57 \pm 4,05)$ GPa e $(18,01 \pm 3,25)$ GPa.

Fig. 24. Representação de corte transversal em tíbia esquerda para visualizar as faces anterior (A), antero-medial (AM), medial (M), postero-medial (PM), posterior (P), postero-lateral (PL), lateral (L) e antero-lateral (AL) de onde se coletou as amostras.

Fez-se um t-test para comparar os valores médios de uma face da tíbia com os valores médios de outra face. Estabeleceu-se, antes de lançar os dados, que a diferença significativa fosse de 5%. Assim, quando entre um conjunto de dados e outro aparece uma diferença maior que 5%, diz-se que foi significativa e isto ocorreu entre as faces A e L, A e M, A e AL, P e L, P e M, L e AM e entre M e AM. Quando entre um conjunto de dados e outro aparece uma diferença menor que 5%, diz-se que não é significativa e isto ocorreu entre as faces A e P, A e AM, A e PL, A e PM, P e AL, P e AM, P e PL, P e PM, L e M, L e AL, L e PL, L e PM, M e AL, M e PL, M e PM, AL e AM, AL e PL, AL e PM, AM e PL, AM e PM, e entre PL e PM.

5.4. Comparação da variabilidade de E em torno de tíbia bovina (resultado deste trabalho) com a variabilidade de E em torno de tíbia e fêmur humanos.

Fig. 25 Variação do Módulo de Young axial em torno e no meio da diáfise de tíbia humana (COWIN, 1989). O gráfico foi construído usando dados obtidos por KNETS e MALMEISTERS (1977)

Fig. 26 Variação do Módulo de Young axial em torno da diáfise de tíbias bovinas . Os dados se referem a valores médios de cinco tíbias numa faixa que vai de, aproximadamente, 0,20L a 0,75L medidos da extremidade distal.

Fig. 27. Variação do módulo de elasticidade longitudinal em torno de fêmur humano.
Reproduzido do livro Bone Mechanics (COWIN, 1979)

Fig. 28. Variação do módulo de elasticidade longitudinal em torno de tíbias bovinas.
Resultado deste trabalho.

Quando se compara as figuras 28 e 27 nota-se que os ossos longos tíbia bovina e fêmur humano são mais resistentes nas faces lateral e medial e menos resistentes nas faces anterior e posterior. Para o fêmur humano, COWIN (1979) afirma que os maiores valores de E coincidem com as faces que sofrem maiores tensões. Na tíbia bovina pode-se inferir que seja devido ao mesmo motivo.

A fig.25 mostra a variabilidade do módulo de elasticidade longitudinal em torno da tíbia humana (COWIN-1979) e a fig.26 mostra a variabilidade do módulo de elasticidade longitudinal em torno de tíbias bovinas e é um resultado deste trabalho.

6. DISCUSSÃO

6.1. Relativas ao levantamento realizado

6.2. Relativas ao experimento realizado

6. Discussão

6.1. Relativas ao levantamento realizado

Nos ensaios de tração e compressão uma dificuldade que se apresenta é medir a deformação real da amostra, uma vez que as amostras são fixadas com o auxílio de colas epóxi ou cianocrilato ou prendedores que interferem na medida da deformação e a cola só pode ser usada em se tratando de amostras secas (que altera os resultados se comparadas com úmidas). RHO et al. (1993) efetuou ensaio de tração em micro-amostras de osso cortical e em trabéculas isoladas. Nesse caso a cola utilizada foi o cianocrilato e o experimentador concluiu que o uso da cola alterou, para mais, em 4% os resultados obtidos. Como as amostras tiveram que ser desidratadas para poder colar, no total, houve um aumento de 24% no valor de E se comparado com as trabéculas "in vivo". O ensaio de flexão em três pontos, traz a vantagem de que não é preciso prender a amostra e, além disso, a deformação é maior que nos outros casos, facilitando, portanto, as medidas.

O ensaio ultra-sônico tem a vantagem de ser aplicável a amostras diminutas e, sendo o osso um material anisotrópico, facilita o ensaio nas várias direções. RHO (1993) ensaiou trabéculas isoladas de osso esponjoso que mediam aproximadamente 0,18 mm de diâmetro e 2,3 mm de comprimento e amostras de osso cortical de 0,3x0,3x2,2 mm retiradas da diáfise da mesma tíbia. Nesse tipo de ensaio, para determinar E precisa-se, como já vimos, da velocidade com que a onda sonora se propaga na amostra e da densidade do osso. Para o cálculo da velocidade usa-se, para osso cortical, ondas com frequência entre 2 e 10 MHz e os resultados são bons quando o tamanho da amostra é menor que 5 mm mas o ponto crítico neste tipo de ensaio é a determinação da densidade da amostra, o que se faz usando o princípio de Arquimedes e dinamômetro sensível.

Embora alguns pesquisadores critiquem o ensaio de flexão pelo fato de surgir atrito entre a amostra e os suportes, pelo aparecimento de tensões de cisalhamento devido a uma inadequada razão entre a altura e o

comprimento da amostra, tendência de ruptura das fibras no ponto em que se aplica a carga (COWIN-1989), o ensaio que se realizou foi bastante confiável, como se mencionou anteriormente, ao seguir orientação da norma ASTM D790 M86^{e1}. SINKIN & ROBIN (1973) preferem este tipo de ensaio aos de tração e compressão justamente pela facilidade em se prender a amostra e de medir a flexão.

CHOI (1990) em ensaio de flexão com amostras de seção retangulares notou que nas amostras em que a altura era maior que 500 µm, E variava pouco com a variação da altura. Já, para amostras com altura menor que 500 µm, à medida que a altura diminuía, o valor de E também decrescia. Uma possível explicação para tal fato é a presença de defeitos microestruturais nas amostras. Se a amostra tem altura maior que 500µm esses defeitos pouco interferem mas para medidas menores os defeitos interferem profundamente no valor de E.

Se uma mesma amostra de osso cortical for submetida a ensaio de tração, flexão e ultra-som, com certeza o valor de E medido ultrasonicamente resultará maior. A explicação está na propriedade viscoelástica do osso. A onda sonora provoca uma perturbação rápida (como se a carga fosse aplicada rapidamente) e, como resposta, o osso se comporta como um material mais rígido (CARTER & HAYES, 1977).

Para materiais que apresentam valores diferentes de E para tração e compressão, o valor de E na flexão pode ser calculado pela relação:

$$E_f = \frac{4E_t}{\left(1 + \sqrt{\frac{E_t}{E_c}}\right)^2}$$

onde:

E_f = valor de E na flexão

E_t = valor de E na tração

E_c = valor de E na compressão

Se medido experimentalmente, E_r resultará maior que o fornecido pela fórmula acima. No caso da madeira, por exemplo, se explica pelo fato de as fibras mais próximas à linha neutra protegerem as mais afastadas mas, no caso do osso, precisaria ser investigado (MARTIN et al, 1993). Já se mencionou anteriormente que obter E_r para o osso, a partir de resultados obtidos para E_l e E_c , não leva a resultados satisfatórios. O melhor para obter E_r é realizar ensaio de flexão.

Quanto ao ensaio de amostras corticais retiradas de ossos longos, nas direções longitudinal, circunferencial e radial, onde aparecem diferentes valores para E , alguns autores consideram o osso transversalmente isotrópico (amostras radiais apresentam mesmo E que amostras circunferenciais) e outros, orthotrópico (amostras radiais, circunferenciais e longitudinais, diferentes entre si). Existe uma forte razão para se afirmar que a cortical de ossos longos é orthotrópica pelo fato de o sangue fluir do canal medular para o perióstio (na direção radial), fazendo com que nesta direção aumente a porosidade, diminuindo a rigidez. Já na direção circunferencial, o fluxo de sangue é menor, resultando em menor porosidade e, portanto, maior rigidez. Isto reforça o fato de $E_{\text{radial}} \neq E_{\text{circunferencial}}$.

ASCENZI (1987), realizou estudos mostrando que lamelas longitudinais e transversais no osso compacto significam, respectivamente, a presença de forças de tração e de compressão. Daí, ser interessante desenvolver estudos para prever propriedades mecânicas do osso por meio de micro-estruturas como ósteons e lamelas.

CURREY (1960) observou que a tíbia humana era totalmente formada por osso haversiano. Portanto, seria interessante concentrar a atenção nas amostras haversianas da tíbia bovina.

CURREY (1979) examinou ossos que desempenham diferentes funções como galhada de veado, fêmur bovino e bula timpânica de baleia. Concluiu que E estava diretamente ligado à mineralização. Os valores de E para a bula timpânica, o fêmur e a galhada foram, respectivamente 31,3 GPa, 13,5 GPa e 7,4 GPa. Já MARTIN (1993) concluiu que não existia uma proporcionalidade entre E e a mineralização pois amostras com mineralizações

73,3%, 70,91% e 73,47% apresentaram, respectivamente, para E, em ensaio de flexão, os valores $(21,02 \pm 1,89)$, $(18,63 \pm 1,21)$ e $(10,95 \pm 1,45)$ e concluiu que a densidade e a mineralização eram menos importante que a orientação das fibras colágenas na resistência do osso cortical.

Como a mineralização em muitos casos não explicava a variação de E, buscou-se explicação na estrutura do osso cortical. Assim, MARTIN (1989) separou as amostras em osteonais, plexiform(laminar) e mistas, de acordo com a orientação das fibras colágenas. As estruturas plexiform apresentaram um maior valor para E, seguidas das mistas e osteonais.

LIPSON (1984) concluiu que amostras retiradas do mesmo fêmur bovino, na mesma altura, apresentavam, para os quadrantes AM e PL, respectivamente, estruturas plexiform e haversiana e que amostras longitudinais das duas regiões apresentavam uma diferença significativa para E. Sugeriu que o remodelamento osteonal estava ligado à tensão mecânica, devido, especialmente, à atividade muscular. Nas regiões onde ocorrem grandes tensões ou tensões cíclicas aparecem micro-fraturas que estimulam o remodelamento haversiano a fim de prevenir a fratura.

6.2. Relativas ao experimento realizado.

A partir deste trabalho, seria interessante fazer uma análise das estruturas das amostras colhidas e verificar se nas regiões lateral e medial, que apresentaram maiores valores para E, aparece a estrutura plexiform e nas regiões anterior e posterior que apresentaram os menores valores, se a estrutura é osteonal. Verificar, também, a densidade das amostras, embora esta variação, como já se disse, não seja tão perceptível pelo fato de todas as amostras serem de osso cortical. Outra análise interessante, seria determinar o conteúdo em cálcio das amostras osteonais e plexiform e depois, comparar.

Para o cálculo de E no experimento, utilizou-se uma fórmula simplificada. Mostrou-se, em materiais e métodos, um cálculo feito com a fórmula completa e outro realizado com a fórmula simplificada. A diferença entre os cálculos efetuados com as duas fórmulas fica em torno de 1,5%,

portanto, o uso da fórmula simplificada além de facilitar sobremaneira os cálculos, em pouco altera o resultado final.

As amostras, após usinagem na fresa, foram para a máquina de ensaio sem passar por qualquer processo de acabamento como lixar, por exemplo. Alguns autores recomendam o lixamento com lixas cada vez mais finas para remover uma camada de osso próxima ao corte que poderia estar comprometida devido ao aumento de temperatura ou por pequenas imperfeições na superfície. Como se utilizou irrigação constante e abundante durante a usinagem, garantiu-se a integridade das fibras junto à superfície das amostras e as possíveis irregularidades superficiais são irrelevantes frente ao tamanho das amostras.

O congelamento e posterior descongelamento das amostras para se realizar os ensaios pouco alterou os resultados pois Sedlin(1965) concluiu que o congelamento a -20°C e o reaquecimento a 37°C não alteravam, de maneira significativa, as propriedades mecânicas do osso.

Segundo POPE et al (1974) a variabilidade de E ao longo da tíbia se deve, provavelmente, à maneira como os ósteons se orientam. No meio da diáfise os ósteons são paralelos ao eixo longitudinal, a substância que forma o osso é mais resistente nessa direção e tem caráter anisotrópico. Em direção às epífises, a orientação dos ósteons muda e o osso fica melhor preparado para a função que é de apoio.

7. CONCLUSÕES

7.1. Quanto ao levantamento realizado

7.2. Quanto ao ensaio realizado

7. Conclusões:

7.1. Quanto ao levantamento realizado

Nos trabalhos pesquisados encontrou-se, para o osso cortical, uma grande variabilidade no valor de E. Para os ensaios de tração, compressão, flexão e ultra-som, variou, respectivamente, de 6,00 a 33,00 GPa, de 3,76 a 30,30 GPa, de 10,95 a 23,00 GPa e de 12,00 a 29,76 GPa.

Embora para o osso o Módulo de Young dependa da porosidade, densidade e mineralização, em se tratando de osso cortical, como essas grandezas variam pouco de uma amostra para outra, provavelmente a causa da variabilidade seja a orientação das fibras colágenas. Osso cortical lamelar apresenta E maior que osso cortical osteonal e, segundo Carter (1975) tal fato existe não somente devido a diferentes mineralizações (osso lamelar contém mais cálcio que osso osteonal) mas também pelas diferentes estruturas.

7.2. Quanto ao ensaio realizado.

A otimização do método de flexão em três pontos permitiu obter resultados compatíveis com os da literatura.

Para amostras longitudinais, no ensaio de flexão em três pontos, o valor médio do Módulo de Young para o osso cortical de tíbias bovinas, na faixa que vai de 0,20L a 0,75L medidos da extremidade distal, é de $(18,95 \pm 3,39)$ GPa.

Para amostras longitudinais de tíbias bovinas, numa faixa que vai de 0,20 L a 0,75 L medidos da extremidade distal, o Módulo de Young cresce das epífises para a diáfise.

Módulo de Young varia de uma face da tíbia para outra, aparecendo os maiores valores nas faces lateral e medial e os menores, nas faces anterior e posterior.

Conseguir detectar variações de E ao longo e em torno das tíbias, numa região predominantemente de osso cortical, mostra a sensibilidade do ensaio.

8. Resumo

8. Resumo

Neste estudo fez-se um levantamento dos valores publicados para o Módulo de Young de amostras de osso cortical, oriundas de diferentes espécies e de ossos que desempenham diferentes funções. Os valores encontrados estão bastante dispersos e, procurando a causa da dispersão, encontrou-se inúmeros fatores. Destacaram-se os mais citados na literatura: velocidade de aplicação da carga; direção em que se ensaia a amostra; porosidade, mineralização e densidade; tamanho das amostras; posição das amostras no osso e microestrutura do osso. Concluiu-se que para o osso cortical, a maior causa da variabilidade no Módulo de Young se deve à orientação das fibras colágenas. Trabalhos mais recentes afirmam que amostras com estrutura plexiform apresentam maiores valores para o Módulo de Young que amostras com estrutura osteonal.

Construiu-se um dispositivo (suporte das amostras) adequando-o à norma ASTM D790M86^{e1} com a finalidade de otimizar o ensaio de flexão em três pontos. Os aspectos relevantes da construção foram: distância entre os apoios e forma cilíndrica tanto para os apoios como para a cabeça da cruzeta.

Na parte experimental, coletou-se 200 amostras de osso cortical de cinco tíbias bovinas, sendo a medida de cada amostra (2x4x40)mm, aproximadamente. Para a coleta e preservação das amostras tomou-se todos os cuidados preconizados como importantes. As amostras foram retiradas das faces anterior, posterior, lateral, medial, antero-lateral, antero-medial, postero-lateral e postero-medial das diáfises das tíbias num trecho situado entre 0,25L e 0,75L, medidos a partir da extremidade distal, onde L é o comprimento total da tíbia. O tamanho das amostras e as dimensões do suporte para o ensaio de flexão seguiram a norma ASTM D790M86^{e1}, indicada para ensaio de plásticos em flexão em três pontos.

Com a otimização do ensaio de flexão em três pontos, chegou-se a valores de E compatíveis com os da literatura. Concluiu-se que os valores de E crescem das epífises para a diáfise e que os menores valores aparecem nas faces anterior e posterior das tíbias enquanto que os maiores valores aparecem nas faces lateral e medial.

9. SUMMARY

9. Summary

This study shows a survey of the published values for the Young's Modulus of cortical bone samples, from different species and from bones which perform different functions. The values found are very dispersed and, by several factors. The outstanding reasons, in the literature are: strain rate; direction in which the samples is tested; porosity; mineralization and density; sample size; sample position in the bone and the bone's microstructure. There is a conclusion that for the cortical bone, the greatest cause of variability in Young's Modulus is due to the orientation of the collagen fibers. Recent works state that plexiform samples show greater values for the Young's Modulus than osteonal samples.

A rack to sustain the samples was built according to the ASTM D970M86^{e1} Standards to optimize the three point bending test. The relevant aspects in the device's building were: the span between the supports and the supports and cross head cylindrical shapes.

In the experimental part, 200 cortical bone samples were collected from 5 bovine tibiae, and each sample sizing (2x4x40)mm, approximately. For the samples collecting and embalming all the important cares were taken. The samples were collected from the anterior, posterior, lateral, medial, antero-lateral, antero-medial, postero-lateral and postero-medial faces from diaphysis from tibiae in an area between 0.25L and 0.75L, measured from the distal extremity, where L is the total tibiae length. The sample sizes and the rack dimensions for the bending test followed the ASTM D970M86^{e1} Standards, indicated for plastic tests in three point bending.

With the three point bending optimizing, the E value found were like the ones in literature. We conclude that the E values enhance from the epiphysis to the diaphysis and that smallest values appear in the anterior and posterior tibiae faces, while the greatest values appear in the lateral and medial faces.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10. Referências Bibliográficas

- 01- ASCENZI, A. et al. Micro-biomechanics versus macro-biomechanics in cortical bone. A micromechanical investigation of femurs deformed by bending. **J. Biomechanics**. Vol. 20, nº.11/12, pp. 1045-1053, 1987.
- 02- ASCENZI, A. The micromechanics versus the macromechanics of cortical bone. A comprehensive presentation. **J.of Biomechanical Engineering**. Vol. 110, pp. 357-363, 1988.
- 03- ASHMAN, R. B. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. **J. Biomechanics**. Vol. 17, n.5, pp.349-361, 1984.
- 04- ASHMAN, R. B.,CORIN, JAMES D.,TURNER, CHARLES H. Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique. **J. Biomechanics**, Vol. 20, nº.10, pp. 979-986, 1987.
- 05- ASHMAN, R. B. Experimental techniques. In: Cowin, Stephen C.,**Bone Mechanics**. Florida. CRC Press, 1989 pp.98-127.
- 06- BADOUX, D. M. General Biostatistics and Biomechanics. In: Getty, Robert. **The anatomy of the domestic animals**. 5.ed. Philadelphia. W. B. Saunders Company, 1975, Vol.,cap.5 48-83
- 07- BARGREN, JOHN H. et al. Mechanical properties of hydrated cortical bone. **J. Biomechanics**, Vol. 7, pp. 239-245, 1974.
- 08- BONFIELD, W.,CLARK, E. A. Elastic deformation of compact bone. **J. Mater. Sci**. Vol. 8, pp. 1590-1594, 1973.

- 09- BONFIELD, W., DATTA, P. K. Young's Modulus of compact bone. **J. Biomechanics**, Vol. 17, pp. 147-149, 1974.
- 10- CARTER, DENNIS R., HAYES, WILSON C. The compressive behaviour of bone as a two phase porous structure. **J. Bone Jt. Surg.**, 59 A, 954-962, 1977
- 11- CARTER, DENNIS R., SPENGLER, Dan M. Mechanical properties and composition of cortical bone. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, 135, pp. 192-217, 1978.
- 12- CHOI, K. et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. **J. Biomechanics**, Vol. 23, n.º11, pp. 1103-1113, 1990.
- 13- COWIN, STEPHEN C. Cortical Bone. In: Cowin Stephen C. **Bone Mechanics**. Florid. CRC Press, 1989, pp. 98-127.
- 14- CURREY, J.D. Strength of bone. **Nature**, 195, 513-514, 1962
- 15- CURREY, J.D. Mechanical aspects of the structure of bone. **J. Bone Jt. Surg.** 46B, 356 (abstract) 1964
- 16- CURREY, J.D. The mechanical consequences of varying in the mineral content of bone. **J. Biomechanics**. 2: 1-11, 1969
- 17- CURREY, JOHN D. The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone. **J. Biomechanics**, Vol. 21, n.º.5, pp. 439-441, 1988.

- 18- CURREY, J. D. The effect of porosity and mineral content on the Young's Modulus of elasticity of compact bone. **J. Biomechanics**, Vol. 21, nº.2, pp. 131-139, 1988.
- 19- CURREY, J. D. The effects of strain rate, reconstruction and mineral content on some mechanical properties of bovine bone. **J. Biomechanics**, Vol.8, pp. 81-86, 1975.
- 20- CURREY, J. D. Mechanical Properties of bone tissues with greatly differing functions. **J. Biomechanics**, Vol. 12, pp. 313-319, 1979.
- 21- FEYNMAN, R. P. et al. Elasticity. In : **Lectures on Physics**. Massachusetts. Addison-Wesley Publishing Company, Inc, 1964, cap. 38.
- 22- FRACCAROLI., JOSÉ L. **Mecânica Óssea**. Biomecânica e análise dos movimentos. Rio de Janeiro, R. . Editora Cultura Médica Ltda, 1981. pp. 4-16.
- 23- HOGAN, H. A. Micromechanics modeling of haversian cortical bone properties. **J. Biomechanics**, Vol. 25, nº 5, pp. 549-556, 1992.
- 24- JUNQUEIRA, L. C., CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. Guanabara Koogan, 2ª. edição, 1971.
- 25- KATZ, J.L. Anisotropy of Young's Modulus of bone. **Nature**, 283, 106-107, 1980
- 26- KELLER, T. S., MAO, Z., SPENGLER, D. M. Young's Modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. **J. Orth. Res.**,8:582-603, 1990.

- 27- KRAJCNVIC., DUSAN , TRAFIMOW J., SUMARAC, DRAGOSLAV .
Simple constitutive model for a cortical bone. **J. Biomechanics**, Vol. 20,
n.º8, pp. 79-784, 1987.
- 28- LIPSON, SUSAN F. The relationship between elastic properties and
microstructure of bovine cortical bone. **J. Biomechanics**, Vol. 17, n.º.4, pp.
231-240, 1984.
- 29- LOTZ, JEFFREY C. et al. Mechanical properties of metaphyseal bone in
the proximal femur. **J. Biomechanics**, Vol.24, n.º5, pp. 317-329, 1991.
- 30- MARIN, JOSEPH . **Mechanical behavior of engineering materials**.
Englewood Cliffs-N.J. Prentice-Hall, Inc, 1962. cap 1 e2 e app.A-pp. 1-19 e
83-103..
- 31- MARTIN, R. B., BOARDMAN, D. L. The effects of collagen fiber orientation,
porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending
properties. **J. Biomechanics**, vol. 26, n. 9, pp. 1047-1054, 1993.
- 32- MARTIN, R. B. Determinants of the mechanical properties of bones. **J.**
Biomechanics, vol. 24, suppl. 1, pp. 79-88, 1991.
- 33- MARTIN, R. B., ISHIDA, J. The relative effects of collagen fiber orientation,
porosity, density and mineralization on bone strength. **J. Biomechanics**,
vol. 22, nº 5, pp. 419-426, 1989.
- 34- MAC-ALISTER, G. B., MOYLE, D. D. Some mechanical properties of goose
femoral cortical bone. **J. Biomechanics**, vol. 16, nº8, pp. 577-589, 1983.
- 35- MAC-ELHANEY, J. H. et al. A porous block model for cancellous bones.
ASME Paper. nº 70. WA-HBF-2, 1970

- 36- MORO, C.A et al. Dispositivo para determinação do Módulo de Elasticidade de pequenas amostras. **Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**, vol. 1, pp. 65-66, 1996.
- 37- MURRAY, R.P. et al. Mechanical properties of the subchondral plate and metaphyseal shell. **Trans. 30th Orthop. Res. Soc.** 9, 197, 1984.
- 38- POPE, M. H., OUTWATER, J.O. Mechanical properties of bone as a function of position and orientation. **J. Biomechanics**, vol. 7, pp. 61-66, 1974.
- 39- REILLY, DONALD T., BURSTEIN, ALBERT H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. **J. Biomechanics**, vol. 8, pp. 393-405, 1975.
- 40- REILLY, DONALD T., BURSTEIN, ALBERT H. The mechanical properties of cortical bone. **J. Bone Jt. Surg.**, 56A, 1001-1022, 1974.
- 41- REILLY, DONALD T., BURSTEIN, ALBERT H., FRANKEL, VICTOR H. The elastic modulus for bone. **J. Biomechanics**, vol. 7, pp. 271-275, 1974.
- 42- RHO, JAE YOUNG, ASHMAN, RICHARD B., TURNER, CHARLES H. Young's Modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. **J. Biomechanics**, vol. 26, nº2, pp. 111-119, 1993.
- 43- SCHAFFLER, MITCHELL B., BURR, DAVID B. Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. **J. Biomechanics**, vol. 21, nº1, pp. 13-16, 1988.
- 44- SEDLIN, E.D. A rheological model for cortical bone. **Acta Orthop. Scand. Supl.** 83, 1965.

- 45- SIMKIN, A., ROBIN, G. The mechanical testing of bone in bending. **J. Biomechanics**, vol. 6, pp.31-39, 1973.
- 46- SNYDER, SUSAN M., SCHNEIDER, ERICH. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. **J. Orth. Res.**, 9: 422-431, 1991.
- 47- Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials [Metric]¹. In : **Annual Book of ASTM Standards**. Vol. 08.01.
- 48- TIMOSHENKO, S. & GOODIER, J.M. **Theory of Elasticity**. New York. Mc Graw Hill. 1951
- 49- VOSE, G.P., KUBALA, A.L. Bone strenght - Its relation to X-ray determined ash content. **Hum. Biol.** n° 31, pp. 261-270, 1959
- 50- WAINRIGHT, S.A. et al. Design in Organisms. **John Wiley**, New York, 1976.
- 51- YANG, J. F. C., LAKES, R.S. Experimental study of micropolar and couple stress elasticity in compact bone in bending. **J. Biomechanics** 15, 91-98, 1982
- 52- ZIMMERMAN, MARK C. et al. The Evaluation of cortical bone remodeling with a new ultrasonic technique. **I.E.E.E. Transaction on Biomedical Engineering**. Vol. 37 no.5, 1990.

11. ANEXOS

ANEXO I

Medidas das 200 amostras (em mm)

Número	Altura	Largura	Número	Altura	Largura	Número	Altura	Largura
1A1	2,28	4,28	1A2	2,25	3,62	1A3	2,32	4,49
1A4	2,30	4,20	1A5	2,33	4,21	1P1	2,28	4,13
1P2	2,25	4,43	1P3	2,27	4,53	1P4	2,23	4,24
1P5	2,33	4,06	1L1	2,22	4,13	1L2	2,22	4,38
1L3	2,30	4,42	1L4	1,96	4,23	1L5	2,26	4,08
1M1	2,25	4,22	1M2	2,24	4,36	1M3	2,29	4,50
1M4	2,27	4,25	1M5	2,29	3,97	1AL1	2,29	4,18
1AL2	2,18	3,60	1AL3	2,29	4,39	1AL4	2,27	4,24
1AL5	2,24	4,15	1AM1	2,26	4,24	1AM2	2,23	4,60
1AM3	2,28	4,52	1AM4	2,30	4,26	1AM5	2,29	4,13
1PL1	2,28	4,12	1PL2	2,24	4,58	1PL3	2,28	4,43
1PL4	2,27	4,24	1PL5	2,29	4,12	1PM1	2,26	4,19
1PM2	2,24	4,50	1PM3	2,23	4,39	1PM4	2,31	4,26
1PM5	2,27	3,84	2A1	2,30	4,09	2A2	2,25	4,10
2A3	2,27	4,11	2A4	2,27	4,11	2A5	2,34	4,13
2P1	2,33	4,08	2P2	2,26	4,05	2P3	2,28	4,05
2P4	2,29	4,08	2P5	1,99	4,09	2L1	2,00	4,08
2L2	2,26	4,08	2L3	1,98	4,13	2L4	1,98	4,07
2L5	2,30	4,11	2M1	1,99	4,09	2M2	1,95	4,08
2M3	1,99	4,05	2M4	1,99	4,04	2M5	2,29	4,13
2AL1	2,29	4,08	2AL2	2,20	4,06	2AL3	2,17	4,11
2AL4	2,28	4,08	2AL5	1,99	4,13	2AM1	2,29	4,08
2AM2	1,99	4,08	2AM3	1,99	4,06	2AM4	2,00	4,14
2AM5	1,96	4,12	2PL1	2,30	4,08	2PL2	1,98	4,08
2PL3	2,27	4,12	2PL4	2,29	4,13	2PL5	1,98	4,09
2PM1	1,98	4,08	2PM2	2,28	3,95	2PM3	1,98	4,09
2PM4	2,27	4,13	2PM5	2,01	4,16	3A1	2,32	4,10
3A2	2,29	3,83	3A3	2,45	4,15	3A4	2,35	3,75
3A5	2,37	4,18	3P1	2,16	4,38	3P2	2,36	3,86
3P3	2,28	4,21	3P4	2,34	4,18	3P5	2,33	4,07
3L1	2,37	4,23	3L2	2,34	4,11	3L3	2,09	3,65
3L4	2,27	4,25	3L5	2,33	4,16	3M1	2,48	4,51
3M2	2,28	4,04	3M3	2,38	4,12	3M4	2,25	4,22
3M5	2,43	4,39	3AL1	2,37	4,14	3AL2	2,29	3,98

3AL3	2,31	4,33	3AL4	2,32	4,15	3AL5	2,29	4,26
3AM1	2,36	4,21	3AM2	2,37	3,94	3AM3	2,44	3,85
3AM4	2,41	4,24	3AM5	2,51	4,12	3PL1	2,33	4,41
3PL2	2,25	4,02	3PL3	2,36	4,14	3PL4	2,39	4,25
3PL5	2,29	4,17	3PM1	2,41	4,13	3PM2	2,25	4,17
3PM3	2,32	4,31	3PM4	2,35	4,30	3PM5	2,30	4,27
4A1	2,43	4,16	4A2	2,42	4,35	4A3	2,37	4,24
4A4	2,31	4,49	4A5	2,37	4,41	4P1	2,37	4,11
4P2	2,30	4,12	4P3	2,22	4,20	4P4	2,39	4,50
4P5	2,45	4,17	4L1	2,36	4,20	4L2	2,36	4,20
4L3	2,26	4,23	4L4	2,33	4,30	4L5	2,31	4,16
4M1	2,37	4,23	4M2	2,37	4,23	4M3	2,36	4,21
4M4	2,30	4,32	4M5	2,27	4,36	4AL1	2,37	4,54
4AL2	2,37	4,54	4AL3	2,29	4,18	4AL4	2,29	4,22
4AL5	2,27	4,18	4AM1	2,39	4,14	4AM2	2,39	4,14
4AM3	2,25	4,22	4AM4	2,33	4,27	4AM5	2,33	4,18
4PL1	2,32	4,39	4PL2	2,32	4,39	4PL3	2,26	4,42
4PL4	2,28	4,18	4PL5	2,41	4,25	4PM1	2,45	4,37
4PM2	2,45	4,37	4PM3	2,34	4,15	4PM4	2,32	3,60
4PM5	2,29	3,99	5A1	2,39	4,17	5A2	2,15	4,13
5A3	2,10	4,21	5A4	1,99	4,25	5A5	2,12	3,97
5P1	2,40	4,29	5P2	2,17	4,25	5P3	2,29	3,59
5P4	2,28	4,02	5P5	2,29	3,93	5L1	2,36	4,20
5L2	2,41	4,40	5L3	2,09	3,65	5L4	2,40	3,87
5L5	2,11	3,87	5M1	2,18	4,13	5M2	2,08	4,10
5M3	2,26	4,33	5M4	2,34	3,62	5M5	2,23	3,55
5AL1	2,13	4,43	5AL2	2,18	4,21	5AL3	2,23	4,10
5AL4	2,25	3,82	5AL5	2,23	3,64	5AM1	1,95	4,18
5AM2	2,18	4,24	5AM3	2,36	4,32	5AM4	2,48	3,94
5AM5	2,31	3,75	5PL1	2,16	4,29	5PL2	2,10	4,29
5PL3	2,15	3,57	5PL4	2,46	4,06	5PL5	2,41	3,62
5PM1	2,29	4,08	5PM2	2,23	4,09	5PM3	2,32	4,21
5PM4	2,27	3,64	5PM5	2,16	3,76			

ANEXO II

Calibração da carga e da flecha

Calibração da carga. Realizou-se este tipo de calibração para determinar a correspondência entre a carga aplicada e a escala no papel milimetrado. Concluiu-se que para cada 13 mm de papel milimetrado, correspondia uma carga aplicada de 5N.

Calibração da flecha. Neste caso, concluiu-se que para cada 9,5 mm de papel milimetrado, a amostra sofria uma deformação (flecha) de 10^{-2} mm .

ANEXO III.

Análise Estatística

Módulo de Young (GPa) das cinco tíbias (separados por face)

Anterior	Posterior	Lateral	Medial	Antero Lateral	Antero Medial	Postero Lateral	Postero Medial
13,14	13,51	14,38	15,22	14,88	18,26	15,97	14,77
16,96	17,71	17,63	15,92	20,91	15,29	17,36	17,67
14,20	15,95	18,03	18,35	16,95	17,29	14,79	20,61
10,78	16,94	12,25	18,61	16,71	14,42	15,73	17,32
10,38	13,61	15,18	14,32	13,94	13,76	15,11	16,64
13,06	13,86	10,08	15,67	14,59	14,26	14,73	16,42
20,88	15,30	19,67	20,95	18,04	19,21	17,45	19,09
20,28	15,54	19,47	17,31	19,73	14,73	17,20	19,96
14,53	16,58	19,03	18,38	17,48	18,15	15,40	18,17
12,90	13,11	22,12	15,40	16,98	11,52	14,84	14,43
19,45	17,52	19,64	16,72	18,06	19,19	19,83	16,46
22,61	22,24	23,53	25,87	25,46	22,36	21,74	23,75
21,39	22,17	27,71	21,51	23,21	20,57	23,99	24,66
18,18	22,72	21,81	27,61	20,49	20,87	24,02	23,39
11,94	18,48	23,12	21,07	20,33	16,64	16,68	20,87
20,38	15,37	16,03	17,29	17,57	16,83	16,55	17,90
20,10	23,83	22,80	24,46	24,95	24,21	19,37	23,02
21,17	21,18	18,58	23,59	25,56	19,33	23,85	27,88
20,79	20,89	24,00	23,15	24,01	19,25	22,33	23,14
19,97	17,68	24,16	22,56	19,91	21,34	18,51	18,01
17,49	17,16	21,04	22,92	17,80	16,06	17,40	15,35
24,79	22,67	23,13	27,28	24,09	21,66	20,05	19,02
21,27	18,47	27,88	24,34	25,30	19,48	22,45	22,29
18,17	16,72	21,50	20,99	22,12	22,82	16,84	21,82
14,33	21,09	22,52	19,11	19,73	18,91	17,03	18,98

Dados estatísticos ao se fazer a média dos valores dos Módulos de Young para cada face das tíbias.

Anterior		Posterior		Lateral		Medial	
Mean	17,5656	Mean	18,012	Mean	20,2116	Mean	20,344
Standard Error	0,81087	Standard Error	0,64904	Standard Error	0,86894	Standard Error	0,78466
Median	18,18	Median	17,52	Median	21,04	Median	20,95
Mode	#N/D	Mode	#N/D	Mode	#N/D	Mode	#N/D
Standard Deviation	4,05437	Standard Deviation	3,24518	Standard Deviation	4,34468	Standard Deviation	3,92328
Variance	16,4379	Variance	10,5312	Variance	18,8763	Variance	15,3921
Kurtosis	-1,0863	Kurtosis	-1,09197	Kurtosis	0,21492	Kurtosis	-1,00445
Skewness	-0,29413	Skewness	0,26439	Skewness	-0,47491	Skewness	0,23776
Range	14,41	Range	10,72	Range	17,8	Range	13,29
Minimum	10,38	Minimum	13,11	Minimum	10,08	Minimum	14,32
Maximum	24,79	Maximum	23,83	Maximum	27,88	Maximum	27,61
Sum	439,14	Sum	450,3	Sum	505,29	Sum	508,6
Count	25	Count	25	Count	25	Count	25

Antero Lateral		Antero Medial		Postero Lateral		Postero Medial	
Mean	19,952	Mean	18,2564	Mean	18,3688	Mean	19,6648
Standard Error	0,71688	Standard Error	0,63268	Standard Error	0,61696	Standard Error	0,68193
Median	19,73	Median	18,91	Median	17,36	Median	19,02
Mode	19,73	Mode	#N/D	Mode	#N/D	Mode	#N/D
Standard Deviation	3,58441	Standard Deviation	3,1634	Standard Deviation	3,08479	Standard Deviation	3,40967
Variance	12,848	Variance	10,0071	Variance	9,51592	Variance	11,6258
Kurtosis	-1,06962	Kurtosis	-0,48241	Kurtosis	-0,8225	Kurtosis	-0,23369
Skewness	0,16043	Skewness	-0,17926	Skewness	0,6913	Skewness	0,50115
Range	11,62	Range	12,69	Range	9,29	Range	13,45
Minimum	13,94	Minimum	11,52	Minimum	14,73	Minimum	14,43
Maximum	25,56	Maximum	24,21	Maximum	24,02	Maximum	27,88
Sum	498,8	Sum	456,41	Sum	459,22	Sum	491,62
Count	25	Count	25	Count	25	Count	25

t-Test.Two-Sample Assuming Unequal Variances

	Anterior	Posterior		Anterior	Lateral
Mean	17,5656	18,012	Mean	17,5656	20,2116
Variance	16,4379	10,5312	Variance	16,4379	18,8763
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,58467		Pearson Correlation	0,57653	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	45,8029		df	47,7722	
t	-0,42979		t	-2,22631	
P(T<=t) one-tail	0,3347		P(T<=t) one-tail	0,01541	
t Critical one-tail	1,67943		t Critical one-tail	1,67793	
P(T<=t) two-tail	0,6694		P(T<=t) two-tail	0,03082	
t Critical two-tail	2,0141		t Critical two-tail	2,01174	

	Antero-medial Postero-medial			Postero-lateral Postero-medial	
Mean	18,2564	19,6648	Mean	18,3688	19,6648
Variance	10,0071	11,6258	Variance	9,51592	11,6258
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,60667		Pearson Correlation	0,76877	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	10,0236	
df	47,7327		df	47,5267	
t	-1,51404		t	-1,4093	
P(T<=t) one-tail	0,06836		P(T<=t) one-tail	0,08266	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,67793	
P(T<=t) two-tail	0,13671		P(T<=t) two-tail	0,16533	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,01174	

Anterior	Medial		Anterior	Antero-lateral	
Mean	17,5656	20,344	Mean	17,5656	19,952
Variance	16,4379	15,3921	Variance	16,4379	12,848
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,66503		Pearson Correlation	0,75033	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	47,9482		df	47,2894	
t	-2,46233		t	-2,20488	
P(T<=t) one-tail	0,00876		P(T<=t) one-tail	0,0162	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,67793	
P(T<=t) two-tail	0,01753		P(T<=t) two-tail	0,03239	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,01174	

Anterior	Antero-Medial		Anterior	Postero Lateral	
Mean	17,5656	18,2564	Mean	17,5656	18,3688
Variance	16,4379	10,0071	Variance	16,4379	9,51592
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,66346		Pearson Correlation	0,71797	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	45,32		df	44,8125	
t	-0,67166		t	-0,7883	
P(T<=t) one-tail	0,25262		P(T<=t) one-tail	0,21737	
t Critical one-tail	1,67943		t Critical one-tail	1,68023	
P(T<=t) two-tail	0,50523		P(T<=t) two-tail	0,43475	
t Critical two-tail	2,0141		t Critical two-tail	2,01537	

	Anterior	Postero-medial		Posterior	Lateral
Mean	17,5656	19,6648	Mean	18,012	20,2116
Variance	16,4379	11,6258	Variance	10,5312	18,8763
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,53734		Pearson Correlation	0,61075	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	46,629		df	44,4227	
t	-1,9813		t	-2,02808	
P(T<=t) one-tail	0,02678		P(T<=t) one-tail	0,02432	
t Critical one-tail	1,67866		t Critical one-tail	1,68023	
P(T<=t) two-tail	0,05355		P(T<=t) two-tail	0,04863	
t Critical two-tail	2,01289		t Critical two-tail	2,01537	

	Posterior	Medial		Posterior	Antero-lateral
Mean	18,012	20,344	Mean	18,012	19,952
Variance	10,5312	15,3921	Variance	10,5312	12,848
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,82044		Pearson Correlation	0,82445	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	46,3696		df	47,5332	
t	-2,29009		t	-2,00612	
P(T<=t) one-tail	0,01333		P(T<=t) one-tail	0,02531	
t Critical one-tail	1,67866		t Critical one-tail	1,67793	
P(T<=t) two-tail	0,02665		P(T<=t) two-tail	0,05062	
t Critical two-tail	2,01289		t Critical two-tail	2,01174	

Posterior Antero-medial			Posterior Postero-lateral		
Mean	18,012	18,2564	Mean	18,012	18,3688
Variance	10,5312	10,0071	Variance	10,5312	9,51592
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,72563		Pooled Variance	10,0236	
Pooled Variance	3,5		Hypothesized Mean Difference	0	
df	47,9688		df	48	
t	-0,26964		t	-0,39845	
P(T<=t) one-tail	0,39431		P(T<=t) one-tail	0,34603	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,67722	
P(T<=t) two-tail	0,78862		P(T<=t) two-tail	0,69207	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,01063	

Posterior Postero-medial			Lateral		Medial
Mean	18,012	19,6648	Mean	20,2116	20,344
Variance	10,5312	11,6258	Variance	18,8763	15,3921
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,73086		Pearson Correlation	0,64367	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	47,8831		df	47,5089	
t	-1,75564		t	-0,11309	
P(T<=t) one-tail	0,04283		P(T<=t) one-tail	0,45522	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,67793	
P(T<=t) two-tail	0,08567		P(T<=t) two-tail	0,91044	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,01174	

Lateral	Antero-lateral		Lateral	Antero-medial	
Mean	20,2116	19,952	Mean	20,2116	18,2564
Variance	18,8763	12,848	Variance	18,8763	10,0071
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,72448		Pearson Correlation	0,55518	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	46,3272		df	43,864	
t	0,23045		t	1,81902	
P(T<=t) one-tail	0,40938		P(T<=t) one-tail	0,03794	
t Critical one-tail	1,67866		t Critical one-tail	1,68107	
P(T<=t) two-tail	0,81876		P(T<=t) two-tail	0,07588	
t Critical two-tail	2,01289		t Critical two-tail	2,01669	

Lateral	Postero-lateral		Lateral	Postero-medial	
Mean	20,2116	18,3688	Mean	20,2116	19,6648
Variance	18,8763	9,51592	Variance	18,8763	11,6258
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,62362		Pearson Correlation	0,4999	
Pooled Variance	10,0236		Pooled Variance	3,5	
df	43,2944		df	45,4329	
t	1,72921		t	0,49503	
P(T<=t) one-tail	0,04547		P(T<=t) one-tail	0,31149	
t Critical one-tail	1,68107		t Critical one-tail	1,67943	
P(T<=t) two-tail	0,09094		P(T<=t) two-tail	0,62299	
t Critical two-tail	2,01669		t Critical two-tail	2,0141	

	Medial	Antero-lateral		Medial	Antero-medial
Mean	20,344	19,952	Mean	20,344	18,2564
Variance	15,3921	12,848	Variance	15,3921	10,0071
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,77784		Pearson Correlation	0,73523	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	47,6136		df	45,9352	
t	0,36883		t	2,07113	
P(T<=t) one-tail	0,35696		P(T<=t) one-tail	0,02206	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,67943	
P(T<=t) two-tail	0,71391		P(T<=t) two-tail	0,04411	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,0141	

	Medial	Postero-lateral		Medial	Postero-medial
Mean	20,344	18,3688	Mean	20,2116	19,6648
Variance	15,3921	9,51592	Variance	18,8763	11,6258
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,74409		Pearson Correlation	0,4999	
Pooled Variance	10,0236		Pooled Variance	3,5	
df	45,4694		df	45,4329	
t	1,97884		t	0,49503	
P(T<=t) one-tail	0,02699		P(T<=t) one-tail	0,31149	
t Critical one-tail	1,67943		t Critical one-tail	1,67943	
P(T<=t) two-tail	0,05397		P(T<=t) two-tail	0,62299	
t Critical two-tail	2,0141		t Critical two-tail	2,0141	

Antero-lateral Antero-medial			Antero-lateral Postero-lateral		
Mean	19,952	18,2564	Mean	19,952	18,3688
Variance	12,848	10,0071	Variance	12,848	9,51592
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,68912		Pearson Correlation	0,79119	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	10,0236	
df	47,2697		df	46,9576	
t	1,77338		t	1,67391	
P(T<=t) one-tail	0,04132		P(T<=t) one-tail	0,05047	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,67866	
P(T<=t) two-tail	0,08265		P(T<=t) two-tail	0,10094	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,01289	

Antero-lateral Postero-medial			Antero-medial Postero-lateral		
Mean	19,952	19,6648	Mean	18,2564	22,3688
Variance	12,848	11,6258	Variance	10,0071	410,693
Observations	25	25	Observations	25	25
Pearson Correlation	0,80985		Pearson Correlation	0,2931	
Pooled Variance	3,5		Pooled Variance	3,5	
df	47,8806		df	25,1689	
t	0,29027		t	-1,00249	
P(T<=t) one-tail	0,38644		P(T<=t) one-tail	0,16286	
t Critical one-tail	1,67793		t Critical one-tail	1,70814	
P(T<=t) two-tail	0,77289		P(T<=t) two-tail	0,32571	
t Critical two-tail	2,01174		t Critical two-tail	2,05954	