

Rodrigo Crispim Moreira

Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de
eqüinos

São Paulo
2008

Rodrigo Crispim Moreira

Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de eqüinos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Medicina Veterinária

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa

São Paulo

2008

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virginie Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T.2053
FMVZ

Moreira, Rodrigo Crispim
Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de eqüinos /
Rodrigo Crispim Moreira. – São Paulo : R. C. Moreira, 2008.
55 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade de São Paulo.
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia.
Departamento de Cirurgia, 2008.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica
Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa.

1. Eqüino. 2. Osso. Ensaio biomecânico. 4. Ortopedia.
5. metacarpo. I. Título.



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

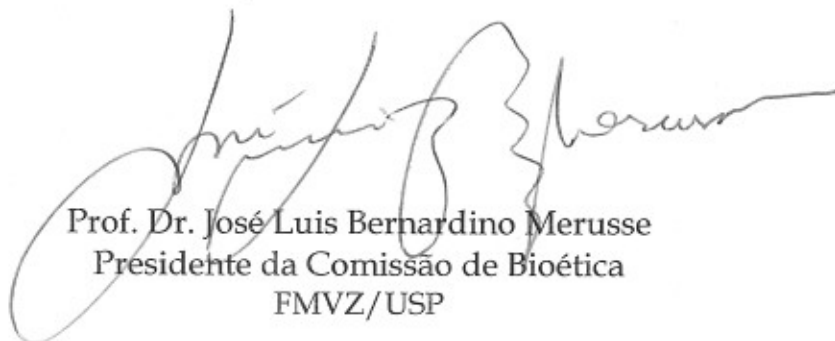
Comissão Bioética

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Avaliação biomecânica do osso terceiro metacarpiano de eqüinos", protocolado sob o nº966/2006, utilizando 30 (trinta) pares de ossos terceiro metacarpiano de eqüinos, sob a responsabilidade do Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da Comissão de Bioética da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 13/09/06".

(We certify that the Research "Equine third metacarpus biomechanic evaluation", protocol number 966/2006, utilizing 30 (thirty) equine third metacarpus (bone), under the responsibility of Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by Bioethic Commission of the School of Veterinary Medicine and Zootechny of University of São Paulo and was approved in the meeting of the day 09/13/2006).

São Paulo, 14 de setembro de 2006



Prof. Dr. José Luis Bernardino Merusse
Presidente da Comissão de Bioética
FMVZ/USP

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: CRISPIM, Rodrigo

Título: Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de eqüinos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Medicina Veterinária

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Julgamento: _____

DEDICATÓRIAS

Dedico esse trabalho a meus pais Osmar Crispim Moreira e Izaura Milani Moreira, que partiram da pobreza e criaram seus filhos com muito amor, servindo como referências de garra e dedicação. Pai e mãe, essa também é uma vitória de vocês.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ...

... ao meu amigo e orientador André Luis do Valle De Zoppa que me incentiva e ajuda muito a me formar um profissional cada dia melhor desde quando cursei o programa de residência.

... a professora Raquel Yvonne Arantes Baccarin que me incentivou em um dos momentos mais ruins da minha profissão a não desanimar e seguir em frente. Hoje, esse mestrado tem a sua participação.

... ao amigo e enfermeiro Marcos Roberto Rodrigues Alves que no dia mais difícil e mais triste de minha vida me confortou com suas palavras de amizade e me fez ver que Deus, às vezes nos coloca em situações muito ruins, para nos dar mais garra e determinação para buscar as coisas boas e, quando conseguimos alcançá-las são muito mais recompensadoras.

... ao colega César Augusto Martins Pereira que contribuiu muito para a realização desse trabalho. Sem ele seria muito mais trabalhoso provavelmente o resultado não seria o mesmo.

RESUMO

CRISPIM, R. **Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de eqüinos.** [Biomechanical study of the equine third metacarpal bone]. 2008. 55f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

Testes biomecânicos de ossos são utilizados para determinar as propriedades mecânicas dos mesmos, e são um importante adjunto para pesquisadores desenvolverem implantes metálicos e protocolos de fixação de fraturas. O Objetivo desse foi determinar as propriedades biomecânicas do tecido ósseo de diferentes regiões do terceiro metacarpiano eqüino submetido a ensaios de compressão e flexão. Foram utilizados 30 pares de terceiro metacarpiano eqüino divididos em dois grupos com um membro de cada par. No teste de flexão em três pontos, o osso inteiro apoiado em dois suportes cilíndricos de 20 mm de diâmetro e 150 mm distantes entre si, recebeu uma carga através de um cutelo com mesmo diâmetro dos suportes e posicionado a 75 mm entre os apoios, na direção palmaro-dorsal até que ocorresse a fratura. No teste de compressão foram utilizadas amostras de diferentes regiões do osso. O corpo de prova 1 (cp1) foi composto pela diáfise média e seu comprimento foi igual a duas vezes ao diâmetro latero-medial no ponto médio do osso que coincidia com o ponto médio do corpo de prova. O grupo cp1 foi submetido a carga compressiva no sentido próximo-distal até a carga máxima de 4000 kgf. Com auxílio de trefina foram feitos corpos de prova, no sentido longitudinal, dos fragmentos de ossos restantes do corte acima descrito. Dois desses corpos de prova foram coletados do centro da porção trabecular das epífises proximal (cp2) e distal (cp3). Outros dois corpos de prova foram coletados da região cortical lateral (cp4L) e medial (cp4M) da diáfise. Esses corpos de prova foram submetidos a carga compressiva no sentido próximo-distal até fraturarem. Os resultados obtidos nos permitem concluir que na diáfise, o córtex medial resiste a uma tensão maior e apresenta um módulo de elasticidade maior que o córtex lateral; o osso trabecular na epífise distal apresenta mesmo módulo de elasticidade que na epífise proximal, contudo suporta uma tensão maior no momento da fratura.

Palavras-chave: Eqüino, Osso, Ensaios biomecânico.

ABSTRACT

CRISPIM, R. **Biomechanical study of the equine third metacarpal bone.** [Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de eqüinos]. 2008. 55f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

Bone properties determined by biomechanical testing are extremely important for both metallic implants and osteosynthesis protocols development. The objective of this study was determining the biomechanical properties of some different regions of third metacarpal bone submitted to compression and bending tensions, using thirty pairs divided into two groups, each group formed by one limb of each pair. During the three points bending test the dorsal surface of the entire bone was placed upon two cylindrical bases 150 mm far from each one, and load was applied in the mid point on the palmar aspect of the bone, 75 mm far from each cylindrical base, until bone's failure. For the compression test samples of different bone regions were used. The mid diaphysis was used as samples (cp1), which its height was twice its latero-lateral thickness at the mid point of the bone length. All cp1 were submitted to proximo-distal compressive loads until it reached 4000kgf. Using a trephine the others samples were obtained from the fragments of bone not used for the cp1 confection. Two of them were collected from the trabecular portion of proximal (cp2) and distal (cp3) epiphysis, and the others from lateral (cp4L) and medial (cp4m) cortex region of diaphysis. All of them were submitted to proximo-distal compressive load until their failure. By the analysis of the results obtained was concluded that the medial cortex is more resistant to tensions and has greater elastic modulus than the medial cortex, at the diaphyseal region; the trabecular bone at the distal epiphysis has the same elastic modulus than at the proximal epiphysis, however its failures occurs at greater loads.

Key words: Equine, Bone, Biomechanical test

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Esquema dos cortes e obtenção dos corpos de prova da diáfise do osso terceiro metacarpiano, para os ensaios biomecânicos de compressão. Cp1 = corpo de prova da diáfise; l = comprimento total do osso terceiro metacarpiano; d = comprimento do eixo maior do ponto médio do comprimento total do osso; l' = comprimento de cp1, equivalente a duas vezes d; cp2 = corpo de prova trabecular proximal; cp3 = corpo de prova trabecular distal, cp4 = corpo de prova compacto lateral e medial 27
- Figura 2 - Serra de esquadria acoplada a um suporte para fixação do osso. A = Serra de esquadria; B = Osso fixado ao suporte para confecção dos corpos de prova 27
- Figura 3 - Preparação dos corpos de prova compactos (cp4L e cp4M) e trabeculares (cp2 e cp3). A: perfuração com trefina e furadeira dos corpos de prova compactos. B: perfuração com trefina e furadeira do corpo de prova trabecular proximal (cp2). C: destacamento dos corpos de prova compactos com serra de mão. E: polimento de um corpo de prova 28
- Figura 4 - Corpo de prova compacto (cp4) medido com paquímetro digital com resolução de 0,05mm. A: Paquímetro indicando o comprimento exato do corpo de prova. B: corpo de prova compacto 29
- Figura 5 - Corpo de prova do terço médio da diáfise (cp1) do osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de compressão 29
- Figura 6 - Corpo de prova compacto (cp4) do osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de compressão 31
- Figura 7 - Osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de flexão 32

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova compactos mediais (cp4M) em função da densidade desses corpos	40
Gráfico 2 – Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) em função da densidade desses corpos	41
Gráfico 3 – Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos mediais (cp4M) em função da densidade desses corpos	41
Gráfico 4 – Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) em função da densidade desses corpos	42
Gráfico 5 – Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos	42
Gráfico 6 – Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos	43
Gráfico 7 – Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos	43
Gráfico 8 – Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos ...	44
Gráfico 9 – Variação da deformidade relativa dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos	44
Gráfico 10 – Variação da deformidade relativa dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos	45
Gráfico 11 – Variação da deformidade relativa dos corpos de prova compactos	

medial (cp4M) em função da densidade desses corpos	45
Gráfico 12 – htf Variação da deformidade relativa dos corpos de prova compactos lateral (cp4L) em função da densidade desses corpos	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores do módulo de elasticidade dos corpos de prova diáfisários (cp1) submetidos ao ensaio de compressão. São Paulo, 2007/2008 ..	33
Tabela 2 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) submetidos ao ensaio de compressão. São Paulo, 2007/2008	34
Tabela 3 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova corticais mediais (cp4M) submetidos ao ensaio de compressão. São Paulo, 2007/2008	35
Tabela 4 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) submetidos ao ensaio de compressão. São Paulo, 2007/2008	36
Tabela 5 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) submetidos ao ensaio de compressão. São Paulo, 2007/2008	37
Tabela 6 - Tabela dos valores de tensão máxima e módulo de elasticidade das amostras de ossos inteiros submetidos a flexão em três pontos. São Paulo, 2007/2008	38
Tabela 7 - Tabela dos valores de densidade (g/cm ³) dos corpos de prova trabeculares proximal (cp2), distal (cp3), compacto lateral (cp4L) e medial (cp4M). São Paulo, 2007/2008	39
Tabela 8 - Coeficiente de correlação da tensão máxima e o módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e mediais (cp4M). São Paulo, 2007/2008	48
Tabela 9 - Coeficiente de correlação da tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximal (cp2) e distal (cp3). São Paulo, 2007/2008	48
Tabela 10 - Coeficiente de correlação dos módulos de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e medial (cp4M) com os corpos	

de prova diafisários (cp1). São Paulo, 2007/2008	48
Tabela 11 - Coeficiente de correlação das densidades dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e medial (cp4M) e dos corpos de prova diafisários trabeculares proximal (cp2) e distal (cp3). São Paulo, 2007/2008	49
Tabela 12 - Coeficiente de correlação entre as densidades dos corpos de prova compactos (cp4L e cp4M) e trabeculares (cp2 e cp3) com seus respectivos valores de tensão máxima e módulo de elasticidade no momento da fratura. São Paulo2007/2008	49

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACOES

- Corpo de prova compacto lateral = cp4L
- Corpo de prova compacto medial = cp4M
- Corpo de prova diafisário = cp1
- Corpo de prova trabecular distal = cp3
- Corpo de prova trabecular proximal = cp2
- Comprimento do corpo de prova = l'
- Comprimento do eixo maior do ponto médio do comprimento total do osso = d
- Comprimento total do osso terceiro metacarpiano = l
- Diâmetro dorso-palmar = DDP
- Diâmetro ltero-medial = DLM
- Diâmetro latero-medial no ponto médio de comprimento do osso = d
- Momento de inércia para a elipse maior (externa) = J_{ext}
- Momento de inércia para a elipse menor (interna) = J_{int}

LISTA DE SÍMBOLOS

- Comprimento inicial do corpo = L_0
- Correlação = r
- Deformidade relativa = ε
- Distância entre a linha neutra (linha que passa na região medular do osso) e a fibra inferior mais afastada [mm] = e
- Força = F
- Gramas por centímetro cúbico = g/cm^3
- Graus Celsius = $^{\circ}C$
- Megapascal = MPa
- Milímetros = mm
- Milímetros quadrados = mm^2
- Momento de flexão = M
- Momento de inércia = J
- Newton = N
- P-valor = p
- Quilogramas força = Kgf
- Quilonewton = KN
- Tensão (σ)
- Tensão máxima = σ
- Variação do comprimento do corpo (Deslocamento) = ΔL
- Variação de tensão = Δ tensão
- Variação da deformidade relativa = Δ deformidade relativa Centímetros = cm

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	ANATOMIA E DESENVOLVIMENTO DO OSSO	18
2.2	FORÇAS ATUANTES NOS OSSOS	19
2.3	PROPRIEDADES MATERIAIS DO TECIDO ÓSSEO	21
2.4	INFLUÊNCIA DE COMPOSIÇÃO, MICROESTRUTURA E FORMATO	23
3	MATERIAL E MÉTODO	25
3.1	COLETA E PREPARO DAS PEÇAS ANATÔMICAS	25
3.2	MENSURAÇÕES RELATIVAS	25
3.3	ENSAIOS BIOMECÂNICOS	25
3.3.1	Teste de compressão	26
3.3.2	Teste de flexão a três pontos	30
3.4	PARÂMETROS ANALISADOS	32
3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	32
4	RESULTADOS	33
4.1	TESTE DE COMPRESSÃO	33
4.1.1	Testes de compressão dos corpos de prova diafisários (cp1)	33
4.1.2	Testes de compressão dos corpos de prova compactos lateral (cp4L) e medial (cp4)	34
4.1.3	Testes de compressão dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) e distais (cp3)	36
4.2	TESTES DE FLEXÃO	38
4.3	DENSIDADES	39
4.4	AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA	46
5	DISCUSSÃO	50
6	CONCLUSÕES	53
	REFERÊNCIAS	54

1 INTRODUÇÃO

O terceiro metacarpiano na espécie eqüina, pela sua localização anatômica e pelas diversas forças, as quais é submetido durante exercícios e treinos é alvo constante de lesões (fissuras, fraturas e micro fraturas). Estas podem ocorrer por concussão, trauma direto ou por esforço repetitivo, resultado de treinamento ou exercícios envolvidos na vida atlética destes animais. O terceiro metacarpiano é ainda sítio de enfermidades como periostites, exostoses e artroses que são responsáveis por perdas econômicas, sejam pelo custo dos tratamentos disponíveis ou pela perda do animal. De forma mais aguda, estas estruturas sofrem durante os exercícios e provas, forças de tração, compressão e torção predispondo o tecido a modelações e remodelações que podem evoluir para um quadro de micro faturas de difícil diagnóstico, seja por estudos radiográficos ou ultra-sonográficos, ou ainda quadros de fraturas em suas diversas modalidades.

Reparação de fraturas de ossos longos em eqüinos permanece sendo uma área na Medicina Veterinária que necessita de constante atualização e novas pesquisas. Numerosos relatos, estudos retrospectivos e prospectivos descrevendo técnicas de reparação de fraturas são encontrados na literatura. Contudo poucos relatos detalham as propriedades biomecânicas dos ossos longos intactos ou pós-reparação de fratura de eqüinos (HANSON, 1995). Testes mecânicos *in vitro* de ossos são utilizados para determinar as propriedades mecânicas (BYNUM et al., 1971; EL SHORAFI et al., 1979; GLADE et al., 1986; HANSON et al., 1995) e são um importante adjunto para pesquisadores desenvolverem fixadores e protocolos de fixação de fraturas (LÊS et al., 1998).

Relatos da literatura têm demonstrado fatores que influenciam nas propriedades materiais dos ossos longos, como: idade, sexo, tempo de treinamento e dieta (SHERMAN et al., 1995). Dados relacionados à variação nas propriedades mecânicas dos ossos são muito importantes para o estudo de fixação de fraturas (BYNUM; LEDBETTER, 1971).

O objetivo desse trabalho foi avaliar as propriedades biomecânicas do tecido ósseo de diferentes regiões do terceiro metacarpiano de eqüinos criados no Brasil, submetidos ao clima, manejo alimentar e trabalho característicos de nosso país.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ANATOMIA E DESENVOLVIMENTO DO OSSO

As funções primárias do esqueleto são sustentar o corpo, fornecer sistema de alavanca usado na locomoção e proteger os tecidos e órgãos. Portanto, fatores biomecânicos são importantes na determinação da forma dos ossos e seu arcabouço microscópico. O principal tecido esquelético, o osso, desempenha um papel secundário na omeostase mineral, representando uma reserva de cálcio, fosfato e outros íons (DYCE et al., 2004a).

Os ossos são comumente classificados em quatro classes, segundo sua forma e função, como: ossos planos, ossos curtos, ossos irregulares e ossos longos. Os ossos longos são cilíndricos, alongados e com extremidades mais largas. Estão localizados nos membros e atuam como colunas de suporte e alavancas. A parte cilíndrica, designada de diáfise é tubular e limita a cavidade medular que contém a medula óssea. Os ossos consistem de uma camada externa de substância compacta densa, na qual está a substância esponjosa mais frouxamente arranjada (GETTY, 1986).

A forma do osso é determinada por uma bainha ou córtex de osso maciço composto por lamelas delgadas distribuídas principalmente em uma seqüência de tubos concêntricos ao redor de pequenos canais centrais (canais Haversianos). Cada um destes sistemas é conhecido como osteona. O córtex é espesso em direção ao seu ponto médio, mas se adelgaça à medida que se expande em direção a cada extremidade, sobre as quais continua como uma fina camada. A superfície externa é lisa, exceto onde as irregularidades funcionam como locais de inserção de músculos ou ligamentos (DYCE et al., 2004a).

A substância esponjosa, que consiste em delicadas lâminas ósseas e espículas que correm em várias direções e entrecruzam-se, forma a massa dos ossos curtos e a extremidade dos ossos longos. Nos últimos, ela não está restrita às extremidades, mas estende-se também em uma distância variável ao longo da diáfise. As lâminas são dispostas de acordo com as solicitações mecânicas, e seus espaços são ocupados por medula óssea e são designados espaços medulares (GETTY, 1986).

O periósteo é uma membrana que reveste a superfície externa do osso, exceto onde ele está recoberto por cartilagem. É uma lâmina de tecido conectivo especializado que é dotado de potência osteogênica. O periósteo consiste de uma lâmina externa fibrosa protetora e uma lâmina interna celular osteogênica (GETTY, 1986).

As porções que se articulam com os ossos vizinhos são lisas e revestidas por cartilagem articular hialina. A cartilagem não é uma estrutura uniforme, é calcificada em suas camadas mais profundas, firmemente aderida ao córtex e torna-se fibrosa em direção à periferia onde se funde ao periósteo e à cápsula articular (DYCE et al., 2004a).

O osso seco consiste de matéria orgânica e inorgânica na proporção de 1:2. A matéria orgânica dá flexibilidade e elasticidade, e a matéria mineral enrijece o tecido ósseo. A remoção da matéria orgânica pelo calor não muda a forma geral de um osso, mas reduz seu peso para cerca de um terço e o torna muito frágil. Por outro lado, a descalcificação, embora não afete a forma e tamanho do osso, torna-o frágil e flexível (GETTY, 1986).

De acordo com as observações de El Shorafa et al. (1979), as concentrações de cálcio, fósforo e magnésio, no osso terceiro metacarpiano de eqüinos em diferentes idades variaram aleatoriamente de 35 a 39%, 14 a 17% e 32 a 85% respectivamente, e a relação cálcio/fósforo variaram de 2.1 a 2.6.

O cavalo apresenta três ossos metacarpianos, sendo que apenas o terceiro é completamente desenvolvido. Ao corte transversal seu formato oval e sua espessura compacta, atestam sua enorme resistência, caracterizando-o como um dos elementos mais fortes do esqueleto (DYCE et al., 2004b).

2.2 FORÇAS ATUANTES NOS OSSOS

Durante a atividade física, complexos padrões de força atuam sobre os ossos do sistema esquelético. Essas forças geralmente são três: forças externas atuantes sobre o corpo; forças internas causadas pela contração de músculos e tensão de ligamentos; e as correlações de forças entre os ossos. As forças também referidas como cargas, causam pequenas deformações nos ossos nos quais estão agindo. A

resposta mecânica do osso pode ser descrita pela quantidade e a relação entre força aplicada e a deformação resultante (CARTER; SPENGLER, 2002).

A relação entre força e deformação reflete no desenvolvimento estrutural do osso. Sob cargas moderadas a deformação óssea se apresenta apenas no período em que está sendo aplicada a força, e quando é retirada essa carga o osso retorna a sua forma original. O sistema esquelético exposto a um trauma pode sofrer cargas elevadas causando uma grande deformação e originando uma fratura óssea. Os fatores que determinam as características da deformação e a resistência óssea são: direção e magnitude das forças aplicadas, o tamanho e a geometria do osso e as propriedades materiais que envolvem o osso (CARTER; SPENGLER, 2002).

Fratura é o resultado de forças excessivas que interrompem a integridade estrutural. O tipo de fratura depende do tipo e intensidade da força que está agindo no osso (RANH, 1999). Forças de tração longitudinalmente aplicadas em amostras de ossos longos usualmente resultam em fraturas transversais ao sentido dessa força, pois o maior estresse de tração ocorre perpendicular à força aplicada. O maior estresse resultante de forças de compressão também ocorre perpendicular a essa força, contudo ossos longos submetidos à compressão geralmente sofrem fraturas com ângulo oblíquo ao sentido da força aplicada. A orientação oblíqua da fratura corresponde ao plano de máxima força de cisalhamento que ocorre nos ossos sob compressão, já que os mesmos são mais resistentes sob compressão que em cisalhamento (MARKEL, 1996).

Amostras de ossos longos submetidos à flexão sofrem em uma face forças de tensão e na face oposta, forças de compressão. Clinicamente e experimentalmente, os ossos podem sofrer flexões causadas por três ou quatro forças. O padrão de fratura observado em ossos sofrendo flexão reflete a combinação dos padrões de fratura observados com o osso sob tensão e sob compressão. Dessa forma, a superfície sob tensão apresentará fratura transversa, enquanto que a superfície sob compressão apresentará duas fraturas oblíquas, criando um fragmento solto em forma de cunha. Flexão em três pontos geralmente ocorre quando o animal pisa em uma depressão no solo (MARKEL, 1996).

Fraturas com muita fragmentação são originadas de carga muito forte aplicada em curto espaço de tempo. Compressão rápida com elevada energia resulta em compactação e cominuição, sendo que compactação geralmente ocorre em osso medular (RANH, 1999).

2.3 PROPRIEDADES MATERIAIS DO TECIDO ÓSSEO

Testes mecânicos em amostras de terceiro metacarpiano eqüino são utilizados para determinar suas propriedades de estrutura mecânica, além de serem um importante adjunto para os pesquisadores desenvolverem técnicas de osteossíntese (LÊS et al., 1998).

As propriedades mecânicas mais importantes do osso são força e rigidez. Essas características mecânicas podem ser mais bem observadas quando o osso é submetido a forças externas e é estabelecida uma curva força x deformação. Nessa curva, inicialmente ocorre uma porção linear, que reflete as deformações elásticas, onde caso seja retirada a força aplicada o osso retorna a sua forma inicial. Na possibilidade de continuidade de aplicação da força o osso entrará em deformação anelástica, refletindo uma segunda porção da curva, onde mesmo cessando-se da força aplicada, o osso não mais retornará ao seu formato inicial. Caso a força continue sendo aplicada o osso irá fraturar. A partir da curva força X deformação, podemos determinar a carga máxima, a deformação máxima e a quantidade máxima de energia que o osso é capaz de absorver até o momento da falha, além da rigidez da estrutura, que é observada pela inclinação da curva força x deformação em sua porção elástica (MARKEL, 1996).

A curva força X deformação pode ser utilizada para avaliar estruturas completas, como por exemplo, ossos inteiros quando podemos realizar testes mecânicos após técnicas de osteossíntese, mas não pode ser utilizada para avaliar as características físicas do material que compõe a estrutura, pois a força e a deformação variam de acordo com forma da estrutura avaliada no teste biomecânico. Dessa forma para podermos avaliar as características do tecido ósseo, independentemente de sua geometria, devemos utilizar amostras de tamanho e formato padronizado. Unidades mais precisas para utilizarmos nessas amostras são tensão e deformidade relativa, pois são características do material que compõem essas amostras. A tensão é a força aplicada por unidade de área que se desenvolve na superfície do material e a deformidade relativa e a deformação do corpo sob a ação de uma carga, levando-se em consideração o seu comprimento inicial (NORDIN; FRANKEL, 2001).

- Tensão (σ) = Força (N) / Área (mm^2)

- Deformidade relativa (ϵ) = deslocamento (ΔL) / comprimento do corpo (L_0)

A rigidez do material é representada pela inclinação da curva na região elástica. O valor da rigidez do material é obtido dividindo a tensão pela deformidade relativa em um ponto da curva na região elástica, e esse valor é conhecido como módulo de elasticidade. Materiais mais rígidos apresentam maior módulo de elasticidade (NORDIN; FRANKEL, 2001).

- Módulo de elasticidade = Δ tensão / Δ deformidade relativa

O comportamento pressão X deformação é dependente da orientação da microestrutura do tecido ósseo com relação à direção da carga. Estudos comprovam que o osso cortical é mais forte e resistente no sentido longitudinal, acompanhando o sentido de orientação do osteona. Da mesma forma, amostras de ossos submetidos a cargas no sentido perpendicular ao osteona tendem a fraturar mais facilmente, com uma menor deformação anelástica (CARTER; SPENGLER, 2002).

Hanson et al. (1995), utilizando testes mecânicos com seis pares de osso terceiro metacarpiano eqüino, observaram resistência a tensões inferiores a 5,3 N/mm². Observaram ainda que o osso terceiro metacarpiano é resistente a momento de flexão inferior a 11,500 N.m/rad com a carga agindo no sentido latero-medial e que resiste a forças menores que esta, quando a carga é aplicada em suas superfícies dorsal e palmar.

Lês et al. (1998) examinaram as condições simples de carga em amostras de osso terceiro metacarpiano de seis eqüinos, com idade variando de um a cinco anos, e avaliaram a habilidade desses modelos reproduzirem as condições de tensão na superfície da diáfise média previamente reportadas *in vivo*, em cavalos mantidos a passo e ao trote. Concluíram que as distribuições de força na diáfise média, quando o animal está a passo podem ser bem aproximadas às distribuições de forças compressivas das amostras de terceiro osso metacarpiano pela distribuição axial de forças compressivas ou em um ponto de aplicação de força posicionado 0,5cm medial à linha sagital. Concluíram também que, *in vivo*, as distribuições de forças na superfície da diáfise média ao trote podem ser aproximadas a -15KN, aplicadas nos mesmos locais.

As propriedades mecânicas do osso medular dependem da densidade, arquitetura, orientação e conexão das trabéculas, orientação das cargas e a microestrutura das trabéculas. A resistência do osso medular é variável, mas geralmente representa menos de 10% da resistência do osso cortical (RANH, 1999).

A grande diferença entre osso medular e cortical é o elevado grau de porosidade do osso medular, que reflete sua densidade aparente. A curva de carga-deformação do osso medular exibe um desenvolvimento elástico inicial que ocorre com o início do rompimento de trabéculas. Após esse desenvolvimento elástico, a curva segue um longo platô indicando que ocorrem mais fraturas de trabéculas. As trabéculas fraturadas inicialmente ocupam os espaços medulares e quando esses espaços estão preenchidos com debris de trabéculas fraturadas ocorre um aumento na dureza da amostra (CARTER; SPENGLER, 2002).

O osso cortical, após ser fraturado não pode mais absorver energia quando submetido a cargas de compressão e de tensão. O osso medular também não absorve mais energia após ser fraturado por forças de tensão, contudo, mesmo fraturado sob forças de compressão, ainda continua a absorver energia e pode exceder a quantidade de energia absorvida pelo osso cortical (Carter & Spengler, 2002).

2.4 INFLUÊNCIA DE COMPOSIÇÃO, MICROESTRUTURA E FORMATO.

A composição óssea pode variar significativamente. Essas variações podem ser caracterizadas pelas variações de microestrutura do tecido ósseo, porosidade, mineralização, e matriz óssea. Contudo raramente esses parâmetros variam independentemente e normalmente são observadas variações simultâneas (CARTER; SPENGLER, 2002).

Alterações nas propriedades materiais do osso medular são observadas primeiramente pelo aumento da porosidade óssea e pela diminuição da densidade. Mudanças nas propriedades materiais do osso cortical resultam em mudanças graduais na composição óssea, na microestrutura e redução na espessura da camada cortical. O processo contínuo de remodelamento ósseo na camada cortical acontece ao longo de toda a vida e resulta em mudança na microestrutura interna do

tecido ósseo. O aumento da idade também causa significantes mudanças no colágeno e mineralização do osso cortical. Essas alterações dependentes da idade tendem a produzir um tecido ósseo mais duro e mais forte quando comparados aos de indivíduos jovens. Contudo a quantidade de força necessária para que ocorra a fratura geralmente diminui, tornando-o mais frágil que ossos de indivíduos mais jovens. Isso ocorre devido à diminuição da capacidade de absorver energia (CARTER; SPENGLER, 2002).

El Shorafa et al. (1979) estudando 41 eqüinos, em diferentes idades, concluíram que as quantidades de cinza, medida de área de osso cortical e resistência óssea a fraturas por estresse no osso terceiro metacarpiano, atingiram valores máximos em eqüinos com quatro anos, mantendo-se até os sete anos de idade e declinando após este período.

O tamanho e o formato do osso sob a ação de uma carga determinam a distribuição dessa força através do osso. Ossos grandes são mais resistentes à fratura simplesmente porque as forças são distribuídas por um grande volume de tecido ósseo. Uma outra característica importante dos ossos longos é a forma tubular da diáfise. Estruturas tubulares distribuem melhores as forças impostas por flexão e torção que estruturas cilíndricas sólidas. A estrutura do membro pode resistir melhor à torção e flexão se o material que compreende o membro for distanciado do centro axial. As resistências às forças de tração, compressão e torção são diretamente proporcionais à área do corte transversal do osso (CARTER; SPENGLER, 2002).

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 COLETA E PREPARO DAS PEÇAS ANATÔMICAS

Foram utilizados 30 pares de ossos terceiro metacarpiano, provenientes do Serviço de Patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP, sem apresentar enfermidades relacionadas aos ossos estudados.

Para inclusão no estudo foram utilizadas amostras de ossos que, por meio de exame radiográfico, apresentaram fechamento dos discos epifisários e nenhuma alteração morfológica.

As peças foram identificadas por fichas numeradas contendo idade, sexo, peso, raça, alimentação e utilização do animal de origem. Os ossos foram coletados imediatamente após a morte ou eutanásia dos animais.

Após a obtenção das peças, estas foram condicionadas em sacos plásticos devidamente identificados e congeladas a -4°C em *freezer* horizontal.

3.2 MENSURAÇÕES RELATIVAS

As mensurações foram realizadas com paquímetro, tomando-se como referências as seguintes medidas:

- Comprimento total do osso
- Determinação de seu ponto médio a partir do comprimento total
- Pelo ponto médio foi mensurado o diâmetro ósseo total, tendo como referência a projeção latero-medial e dorso-palmar.

3.3 ENSAIOS BIOMECÂNICOS

As amostras foram divididas em dois grupos de forma que cada grupo possuisse um membro de cada par coletado, perfazendo um total de 30 peças, sendo quinze de membros esquerdos e quinze direitos.

No primeiro grupo, amostras coletadas a partir das diáfises dos ossos terceiro metacarpianos foram submetidas a cargas de compressão. Enquanto que no segundo grupo, os ossos inteiros foram submetidos a cargas de flexão.

Os ensaios biomecânicos foram realizados em colaboração com o Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da FMUSP, que conta com máquina universal de ensaios mecânicos KRATOS®, modelo K5002, dotada de célula de carga (dinamômetro) de 5000 kgf e resolução de 5 kgf, travessão móvel com registro de deformação com resolução de 0,01 mm e velocidade de deformação de 5 mm/min a 500 mm/min. Os valores de força e deformação foram adquiridos em tempo real por um sistema de aquisição de dados marca LYNX® modelo ADS2000 a uma taxa de 30 amostras/s, dotado de um programa dedicado para registrar no computador os dados do ensaio.

3.3.1 Teste de compressão

No primeiro grupo, trinta peças de ossos terceiro metacarpianos foram utilizadas nos estudos de compressão óssea, a partir da confecção de um corpo de prova, na direção próximo-distal (longitudinal), com deformação constante de 5 mm/min. Para dimensionamento do corpo de prova (cp1) foram utilizadas a porção média do osso terceiro metacarpiano obtida por meio de secção dos ossos em um comprimento equivalente a duas vezes o tamanho do eixo maior do ponto médio do comprimento total do osso, com utilização de uma serra de esquadria¹, de forma que as superfícies cortadas ficassem paralelas entre si (Figuras 1 e 2). O ponto médio do comprimento total do osso também foi o ponto médio do comprimento do corpo de prova obtido.

¹ Marca: Black & Decker; modelo: BT2000L

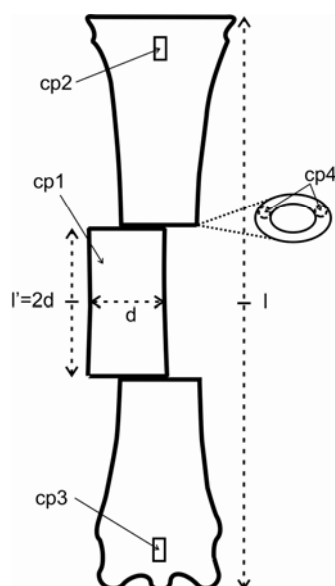


Figura 1 - Esquema dos cortes e obtenção dos corpos de prova da diáfise do osso terceiro metacarpiano, para os ensaios biomecânicos de compressão. Cp1 = corpo de prova da diáfise; l = comprimento total do osso terceiro metacarpiano; d = comprimento do eixo maior do ponto médio do comprimento total do osso; l' = comprimento de cp1, equivalente a duas vezes d ; cp2 = corpo de prova trabecular proximal; cp3 = corpo de prova trabecular distal, cp4 = corpo de prova compacto lateral e medial



Figura 2 - Serra de esquadria acoplada a um suporte para fixação do osso. A = Serra de esquadria; B = Osso fixado ao suporte para confecção dos corpos de prova

Com auxílio de trefina acoplada a furadeira de bancada² foram feitos corpos de prova, no sentido longitudinal, dos fragmentos de ossos restantes do corte acima

² Marca: Motomil, modelo: FB160.

descrito. Após a perfuração com a trefina os corpos de prova foram destacados dos fragmentos ósseos com o auxílio de uma serra de mão, e em seguida, foram polidos com uma lixa acoplada a um motor de rotação. Dois desses corpos de prova foram coletados do centro da porção trabecular das epífises proximal (cp2) e distal (cp3). Outros dois corpos de prova foram coletados da região cortical lateral e medial da diáfise (cp4L e cp4M respectivamente) a partir da área serrada (Figura 3). Cada corpo de prova teve de altura, o dobro do seu diâmetro.

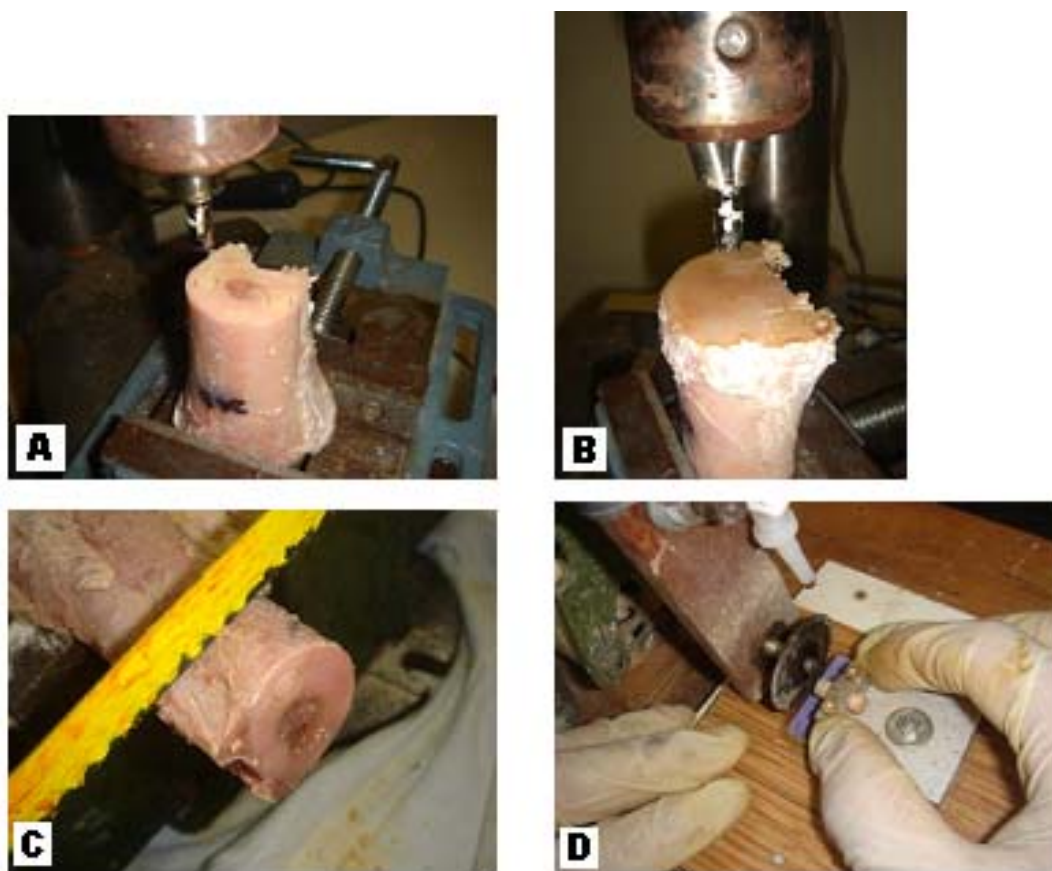


Figura 3 - Preparação dos corpos de prova compactos (cp4L e cp4M) e trabeculares (cp2 e cp3). A: perfuração com trefina e furadeira dos corpos de prova compactos. B: perfuração com trefina e furadeira do corpo de prova trabecular proximal (cp2). C: destacamento dos corpos de prova compactos com serra de mão. E: polimento de um corpo de prova

Antes de cada ensaio foi medido e registrado o comprimento de cada corpo de prova através de um paquímetro com resolução de 0,05 mm (Figura 4).

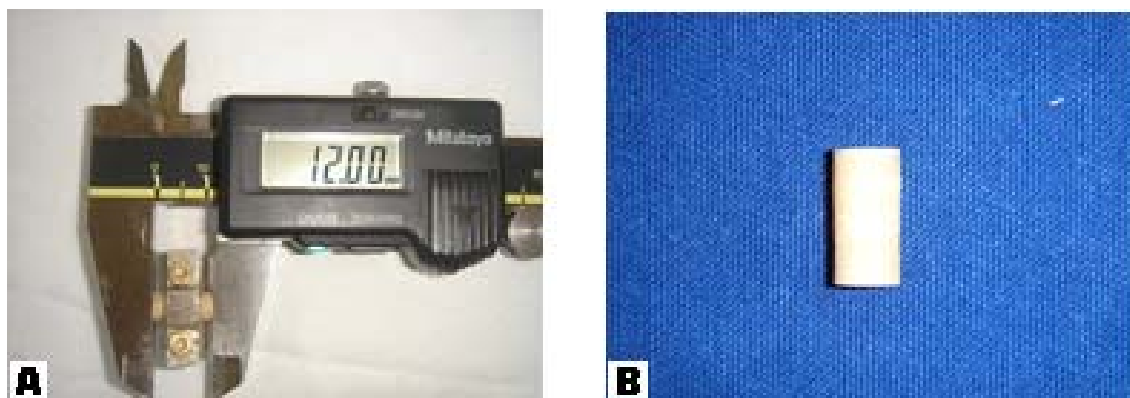


Figura 4 - Corpo de prova compacto (cp4) medido com paquímetro digital com resolução de 0,05mm. A: Paquímetro indicando o comprimento exato do corpo de prova. B: corpo de prova compacto

Os corpos de prova da região diafisária (cp1) foram submetidos a um ensaio de compressão até o valor de 39240 N (4000 kgf), onde em um ensaio preliminar, não provocou deformação permanente no material. O ensaio foi realizado cinco vezes consecutivas (Figura 5).

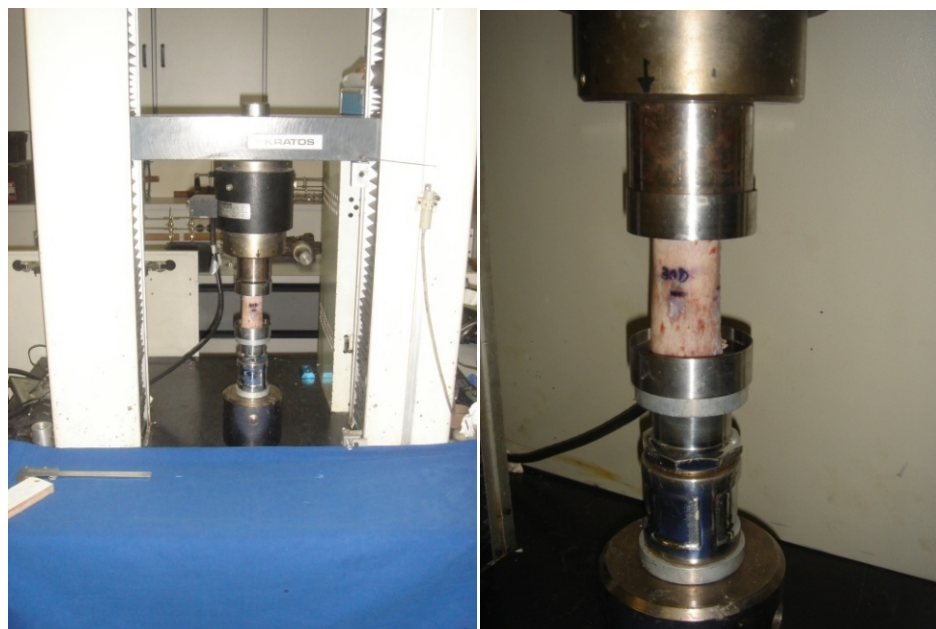


Figura 5 - Corpo de prova do terço médio da diáfise (cp1) do osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de compressão

Os corpos de prova trabeculares das epífises proximal (cp2) e distal (cp3) e os corpos de prova compactos lateral e medial (cp4L e cp4M) foram submetidos a um ensaio de compressão destrutivo (Figura 6).



Figura 6 - Corpo de prova compacto (cp4) do osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de compressão

3.3.2 Teste de flexão a três pontos

No segundo grupo, 30 peças de ossos terceiro metacarpiano foram utilizadas nos estudos de flexão a três pontos, com as extremidades apoiadas em dois suportes cilíndricos de 20 mm de diâmetro e 150 mm distantes entre si (Figura 7). A carga foi aplicada através de um cutelo com mesmo diâmetro dos suportes e posicionado a 75 mm entre os apoios, na superfície palmar a uma velocidade de deformação de 10 mm/min (HANSON et al., 1995) até que ocorresse a fratura.



Figura 7 - Osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de flexão

Como o osso terceiro metacarpiano apresenta forma semelhante a uma elipse em seu corte transversal na porção medial, o cálculo do momento de inércia foi feito baseado em uma fórmula matemática utilizada para a determinação de momento de inércia de corpos metálicos em forma de elipse. Para isso foram mensurados o diâmetro latero-medial e dorso-palmar da elipse exterior e da elipse interior (espaço medular)

O momento de inércia foi calculado separadamente para a elipse maior (externa - J_{ext}) e para a elipse menor (interna - J_{int}) e o momento inércia final (J) foi calculado pela diferença entre o J_{ext} e J_{int} (SOUZA, 1982):

$$J_{ext} = \frac{DLM_{ext} \cdot DDP_{ext}^3}{4} \quad J_{int} = \frac{DLM_{int} \cdot DDP_{int}^3}{4} \quad J = J_{ext} - J_{int}$$

Onde:

DLM=Diâmetro látero-medial

DDP=Diâmetro dorso-palmar

A partir do momento de inércia calculado para a geometria elíptica e o momento de flexão que é a relação da força (N) pela distância do cutelo ao apoio do dispositivo, foi determinada a tensão máxima na fibra inferior por meio da fórmula abaixo, também utilizada para estruturas elípticas (SOUZA, 1982):

$$\sigma = \frac{M \cdot e}{J}$$

Onde:

σ =Tensão máxima [MPa]

M=Momento de flexão [N/mm]

J=Momento de inércia [mm⁴]

e=distância entre a linha neutra (linha que passa na região medular do osso) e a fibra inferior mais afastada [mm]

3.4 PARÂMETROS ANALISADOS

O parâmetro analisado para o ensaio de compressão dos corpos de prova cp1 foi somente o módulo de elasticidade, porém para os outros corpos de prova (cp2, cp3, cp4L e cp4M) foram calculados os seguintes parâmetros: tensão no limite superior de escoamento medida em Pascal, deformação percentual no limite superior de escoamento e módulo de elasticidade medido em Pascal.

Os corpos de prova cp1, cp2 e cp4 foram pesados e tiveram seus volumes calculados para a determinação de suas densidade para posterior correlação com os parâmetros biomecânicos analisados.

Quanto ao ensaio de flexão, foi determinada a tensão máxima medida em Pascal, na fibra mais afastada da região palmar do osso.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Com o objetivo de avaliar a hipótese de os diferentes corpos de prova colhidos (diáfise inteira, corpo de prova cortical lateral e corpo de prova cortical medial) apresentarem as mesmas características foram utilizados os testes de correlação e análise de variância.

Para avaliar se a densidade dos corpos de prova está relacionada com a tensão no limite superior de escoamento e o módulo de elasticidade foi utilizado o teste de compressão.

4 RESULTADOS

4.1 TESTE DE COMPRESSÃO

4.1.1 Teste de compressão dos corpos de prova diafisários (cp1)

Os valores de módulo de elasticidade do corpo de prova diafisário (cp1) submetido a teste de compressão estão listados na tabela 1.

Tabela 1 - Valores do módulo de elasticidade dos corpos de prova diafisários (cp1) submetidos ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova (cp1)	Módulo de elasticidade (Mpa)
1D	3010,13
2E	4062,07
3D	2940,11
8E	3802,27
13D	3576,64
14E	3148,92
16D	3384,21
17E	2956,37
19D	3227,40
20E	3261,72
21E	2593,85
22D	3321,81
23E	2763,86
24D	3716,14
26E	3206,99
28D	3773,59
29E	3413,17
30D	3957,62
31E	3402,89
32D	3400,91
33E	2783,67
34D	2881,23
36E	3689,76
37D	3477,19
38E	3188,48
39D	3329,62
43E	3509,35
44D	2872,00

45E	3164,87
46D	3265,15
MÉDIA	3286,84
Desvio Padrão	367,74
Mínimo	2521,52
Máximo	4193,40

4.1.2 Teste de compressão dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e mediais (cp4M).

Os valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e mediais (cp4M) estão listados nas tabelas 2 e 3.

Tabela 2 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) submetidos ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova (cp4L)	Tensão máxima (Mpa)	Módulo de elasticidade (Mpa)
1D	85,90	3378,82
2E	128,93	5210,28
3D	192,13	7718,34
8E	184,08	7431,48
13D	98,86	3355,50
14E	168,22	7489,00
16D	135,65	5653,91
17E	123,04	4710,61
19D	146,53	6502,22
20E	148,20	6500,13
21E	211,59	7430,21
22D	140,86	6075,69
23E	189,14	7564,22
24D	177,39	7357,43
26E	170,21	6564,52
28D	138,84	3715,43
29E	138,18	3955,58
30D	180,13	6639,29
31E	178,83	6953,13
32D	159,43	5435,23
33E	114,10	4477,35
34D	153,67	6498,53
36E	153,53	5585,16
37D	154,01	6119,76
38E	161,54	6442,62
39D	169,01	7121,66

43E	148,00	6125,40
44D	163,36	6654,60
45E	177,09	7263,64
46D	127,01	3937,32
MÉDIA	152,13	5956,41
Desvio Padrão	29,33	1336,84
Mínimo	85,90	3355,50
Máximo	211,59	7718,34

Tabela 3 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova corticais mediais (cp4M) submetidos ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova (cp4M)	Tensão máxima (Mpa)	Módulo de elasticidade
1D	94,31	4111,46
2E	181,92	6550,85
3D	180,86	7293,00
8E	185,69	7534,75
13D	145,31	6076,58
14E	148,00	5638,70
16D	131,12	5863,67
17E	184,16	7524,04
19D	159,03	6439,28
20E	167,67	7212,08
21E	202,06	7732,75
22D	182,45	7203,36
23E	202,22	6769,35
24D	167,81	5422,88
26E	190,48	7457,40
28D	154,61	6033,47
29E	113,37	3555,76
30D	168,76	7090,54
31E	157,64	6126,81
32D	147,10	4719,33
33E	122,97	4939,60
34D	177,07	6561,57
36E	169,36	6861,71
37D	151,21	5161,32
38E	149,38	5689,59
39D	181,26	6959,09
43E	141,16	4389,46
44D	176,04	6659,40
45E	157,23	6652,17
46D	137,36	6701,88
MÉDIA	160,92	6231,06
Desvio Padrão	25,41	1092,36

Mínimo	94,31	3555,76
Máximo	202,22	7732,75

4.1.3 Teste de compressão dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) e distais (cp3)

Os valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) e laterais (cp3) estão listados nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) submetidos ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova (cp2)	Tensão máxima (Mpa)	Módulo de elasticidade (Mpa)
1D	14,32	657,94
2E	11,75	641,21
3D	30,60	1741,60
8E	29,63	1578,35
13D	18,81	901,56
14E	10,33	426,91
16D	2,19	66,60
17E	4,82	287,31
19D	38,38	1497,84
20E	8,70	454,45
21E	26,29	1035,35
22D	33,74	1479,22
23E	13,25	799,83
24D	22,60	905,61
26E	14,93	638,10
28D	22,70	773,06
29E	26,69	1168,57
30D	26,57	866,32
31E	11,76	561,15
32D	20,34	746,33
33E	12,57	612,59
34D	16,22	694,34
36E	28,17	1215,50
37D	28,90	1021,08
38E	21,30	1060,66
39D	25,58	1230,93
43E	20,50	1188,12
44D	12,39	767,77
45E	45,39	1776,50
46D	13,99	492,85

MÉDIA	20,45	909,59
Desvio Padrão	9,94	423,86
Mínimo	2,19	66,60
Máximo	45,39	1776,50

Tabela 5 - Valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) submetidos ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova (cp3)	Tensão máxima (Mpa)	Módulo de elasticidade (Mpa)
1D	15,60	901,35
2E	39,50	1556,03
3D	52,53	2031,33
8E	53,71	1735,74
13D	20,04	964,93
14E	36,96	1762,58
16D	6,37	346,66
17E	46,44	2697,91
19D	40,64	1624,65
20E	30,47	1178,29
21E	65,20	2207,40
22D	54,31	2151,06
23E	31,02	1638,61
24D	50,93	1632,31
26E	51,02	1582,38
28D	45,17	1377,91
29E	47,36	1228,20
30D	45,47	1065,55
31E	77,47	2523,16
32D	33,42	871,48
33E	12,98	577,61
34D	28,25	1090,14
36E	32,62	1232,08
37D	45,86	1508,32
38E	46,22	1690,85
39D	33,42	1544,02
43E	29,05	851,68
44D	25,79	1146,53
45E	48,30	1471,26
46D	36,73	1007,91
MÉDIA	39,43	1439,93
Desvio Padrão	15,27	539,32
Mínimo	6,37	346,66
Máximo	77,47	2697,91

4.2 TESTES DE FLEXÃO

Os valores de tensão máxima e módulo de elasticidade dos ossos terceiro metacarpiano submetidos à flexão em três pontos estão listados na tabela 6.

Tabela 6 – Tabela dos valores de tensão máxima e módulo de elasticidade das amostras de ossos inteiros submetidos a flexão em três pontos - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova	Tensão máxima (Mpa)	Módulo de elasticidade (Mpa)
1E	130,37	2159,84
2D	189,77	3580,62
3E	204,12	3468,06
8D	229,12	4593,02
13E	208,21	4110,41
14D	126,58	3355,63
16E	193,66	4510,94
17D	157,21	2468,25
19E	202,16	4756,15
20D	173,28	3369,00
21D	224,77	4166,12
22E	205,37	4233,75
23D	105,32	1711,90
24E	391,09	5656,51
26D	210,54	3689,89
28E	207,31	4139,47
29D	204,57	4381,82
30E	308,48	7720,55
31D	180,57	2856,62
32E	136,53	2326,24
33D	109,55	1413,77
34E	210,96	3723,39
36D	256,33	5432,07
37E	212,22	4982,50
38D	229,50	3889,24
39E	270,28	5668,81
43D	198,71	4912,16
44E	207,95	4630,85
45D	242,43	3751,76
46E	210,61	5226,76
MÉDIA	204,59	4029,54
Desvio Padrão	57,27294	1310,758
Mínimo	105,3224	1413,769
Máximo	391,0853	7720,55

4.3 DENSIDADES

Os corpos de prova compacto lateral (cp4L) e medial (cp4M), trabeculares proximal (cp2) e distal (cp3) foram pesados e tiveram seus volumes calculados para a determinação de suas densidades, para posterior correlação com os parâmetros biomecânicos analisados.

As densidades dos corpos de prova compactos lateral (cp4L) e medial (cp4M), e dos corpos de prova trabeculares proximal (cp2) e distal (cp3) estão listados na tabela 7.

Tabela 7 – Tabela dos valores de densidade (g/cm^3) dos corpos de prova trabeculares proximal (cp2), distal (cp3), compacto lateral (cp4L) e medial (cp4M) - São Paulo - 2007/2008

Corpos de prova	Cp4L	Cp4M	Cp2	Cp3
1D	1,60	1,57	1,00	1,17
2E	2,01	1,97	0,94	1,39
3D	1,99	2,04	1,17	1,55
8E	2,06	1,97	1,18	0,75
13D	1,73	1,91	1,02	1,16
14E	1,91	1,85	0,43	1,13
16D	1,82	1,72	0,73	0,92
17E	1,90	1,93	0,52	2,00
19D	1,83	1,93	0,84	1,34
20E	1,91	1,94	0,43	1,06
21E	2,10	2,01	1,07	1,63
22D	1,98	2,02	0,77	1,27
23E	1,93	1,94	0,67	1,09
24D	1,96	1,91	1,02	1,59
26E	1,94	1,97	1,06	1,52
28D	1,94	1,96	0,88	1,28
29E	1,98	1,97	1,09	1,47
30D	2,03	1,97	1,14	1,42
31E	1,93	1,95	0,91	1,65
32D	1,97	1,96	0,97	1,29
33E	1,92	1,70	0,81	0,98
34D	1,98	2,01	1,00	1,23
36E	2,04	2,04	1,13	1,43
37D	1,96	2,00	1,18	1,58
38E	1,98	1,99	0,70	1,27
39D	1,94	1,99	1,09	1,37
43E	1,90	1,88	1,11	1,25
44D	2,01	2,02	0,93	1,24

45E	1,98	1,99	1,38	1,48
46D	2,02	2,01	1,05	1,38
MÉDIA	1,94	1,94	0,94	1,33
Desvio Padrão	0,10	0,10	0,23	0,25
Mínimo	1,60	1,57	0,43	0,75
Máximo	2,10	2,04	1,38	2,00

O gráfico1 ilustra a variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova compactos mediais (cp4M) em função da densidade desses corpos.

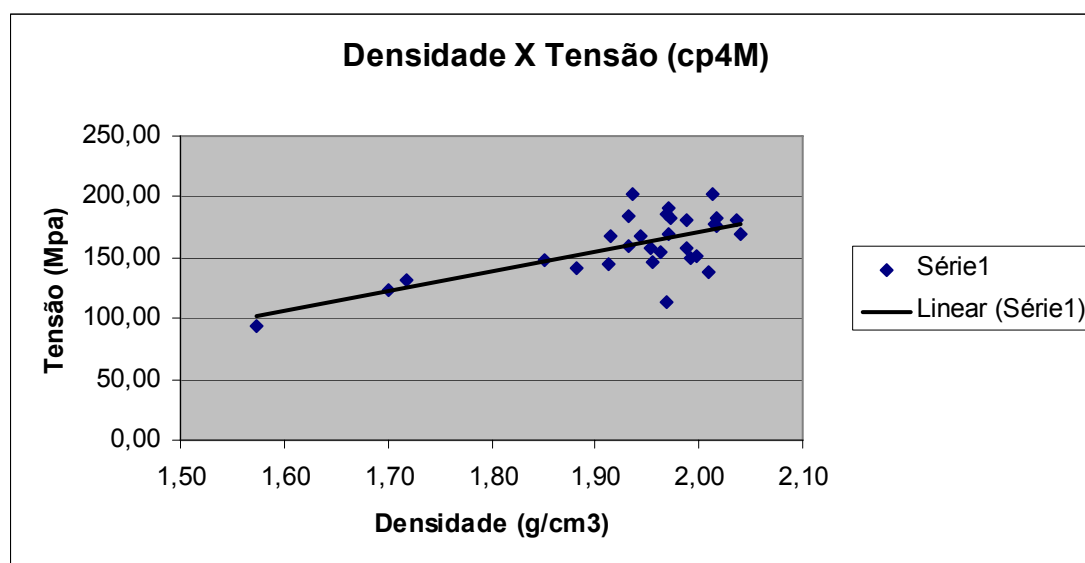


Gráfico 1 -Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova compactos mediais (cp4M) em função da densidade desses corpos

O gráfico 2 ilustra a variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) em função da densidade desses corpos.

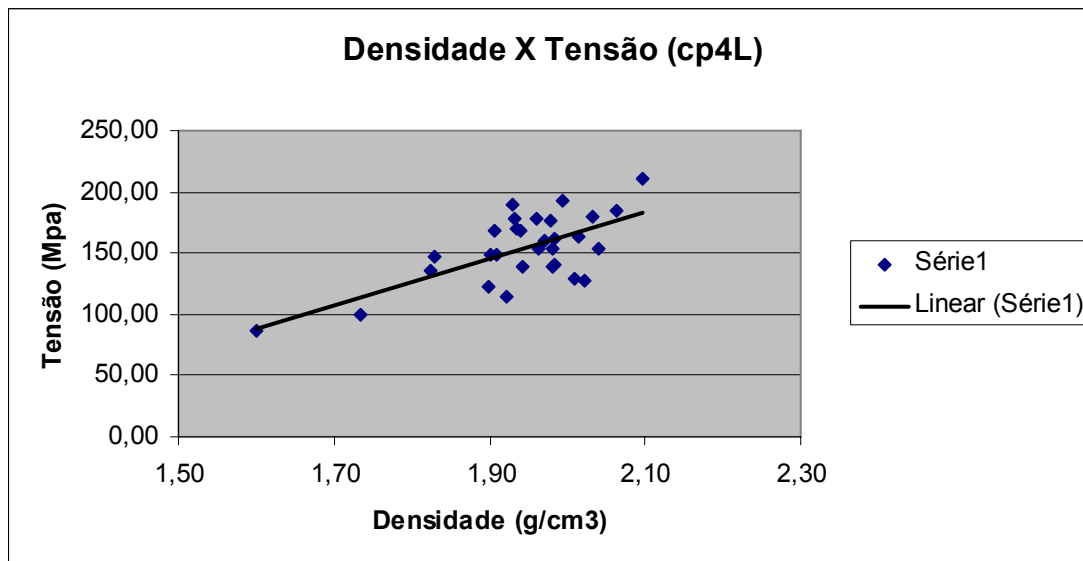


Gráfico 2 -Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) em função da densidade desses corpos

O gráfico 3 ilustra a variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos mediais (cp4M) em função da densidade desses corpos.

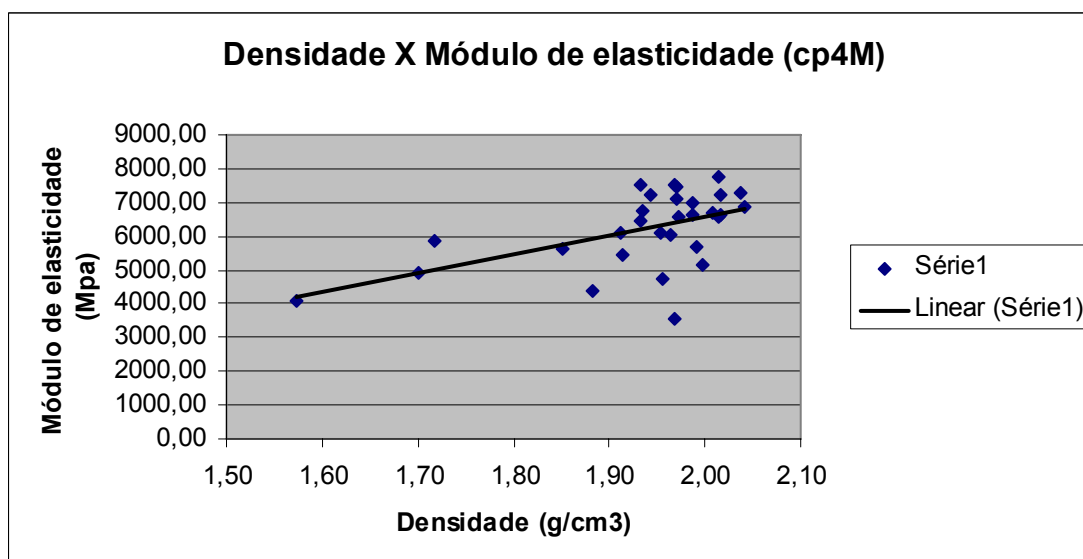


Gráfico 3 -Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos mediais (cp4M) em função da densidade desses corpos

O gráfico 4 ilustra a variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) em função da densidade desses corpos.

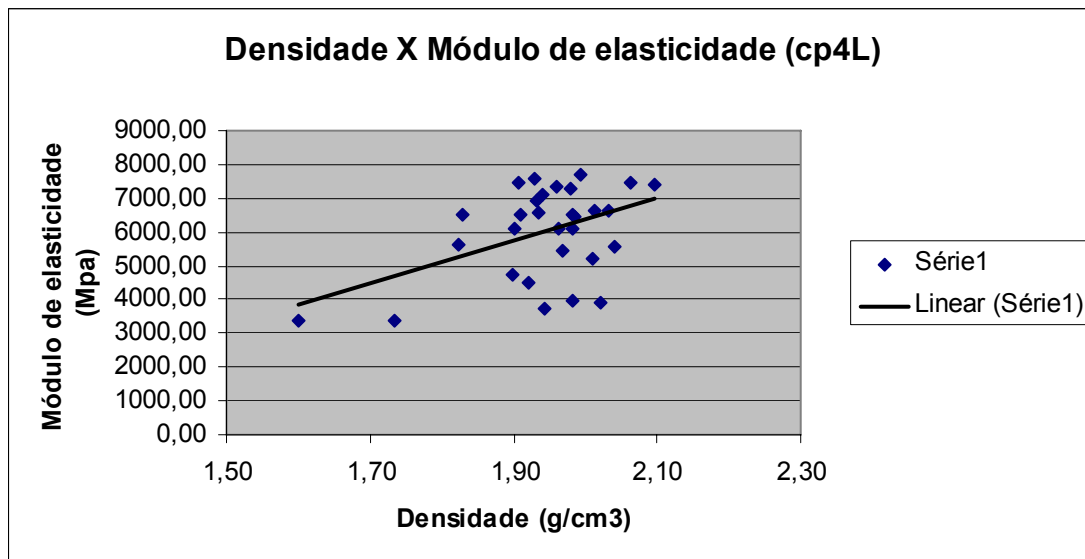


Gráfico 4 -Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) em função da densidade desses corpos

O gráfico 5 ilustra a variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos.

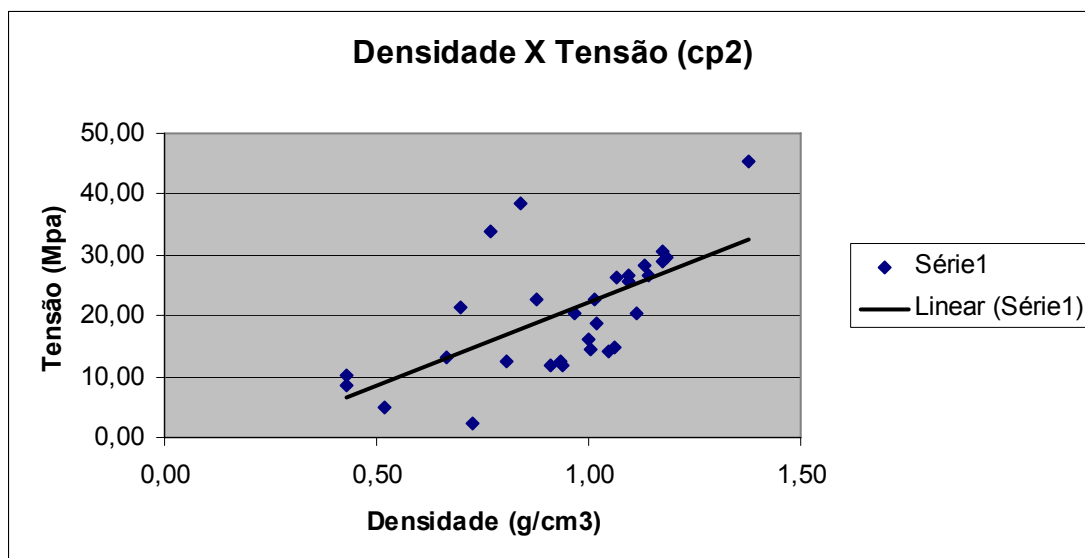


Gráfico 5 -Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos

O gráfico 6 ilustra a variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos.

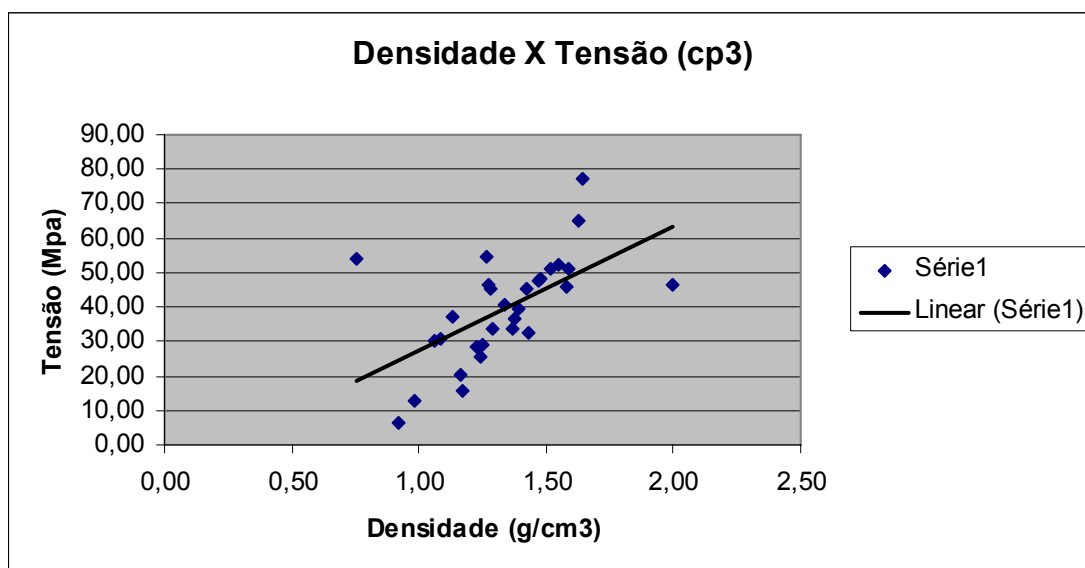


Gráfico 6 -Variação da tensão máxima no momento da fratura dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos

O gráfico 7 ilustra a variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos.

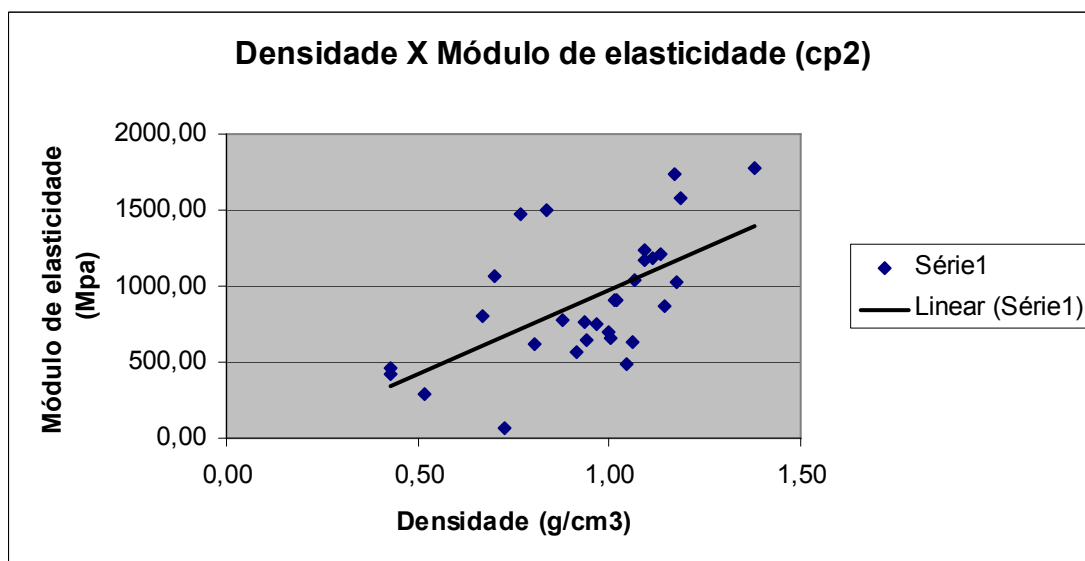


Gráfico 7 -Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos

O gráfico 8 ilustra a variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos.

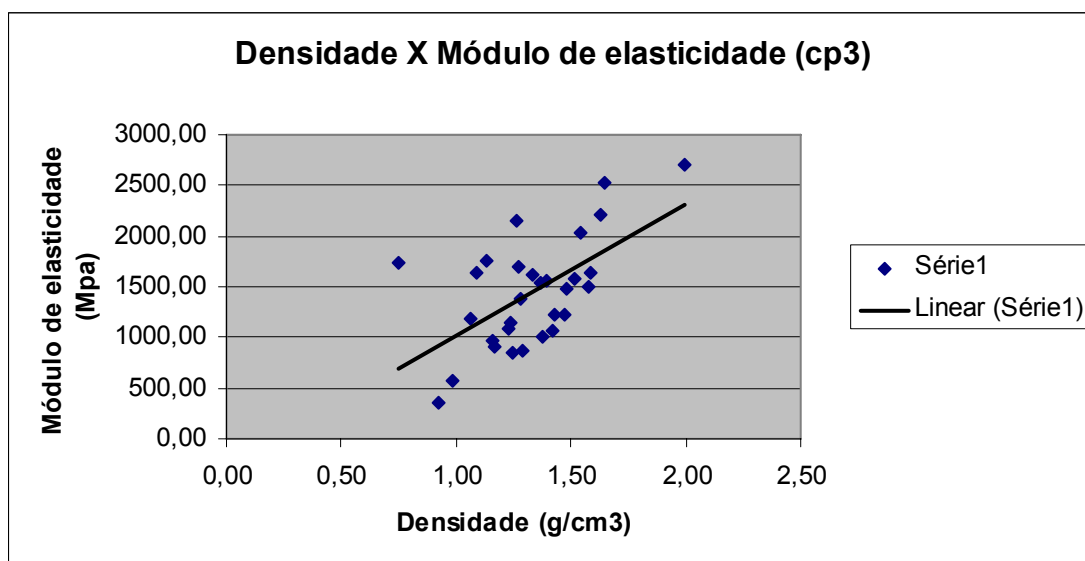


Gráfico 8 -Variação do módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos

O gráfico 9 ilustra a variação da deformidade relativa dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos.

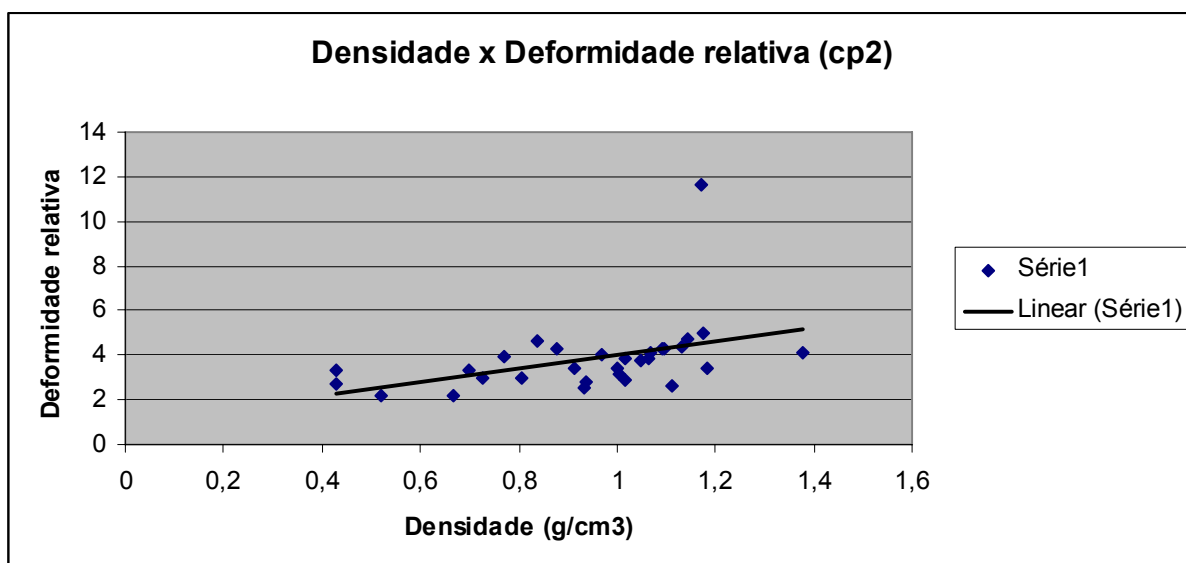


Gráfico 9 -Variação da deformidade relativa dos corpos de prova trabeculares proximais (cp2) em função da densidade desses corpos

O gráfico 10 ilustra a variação da deformidade relativa dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos.

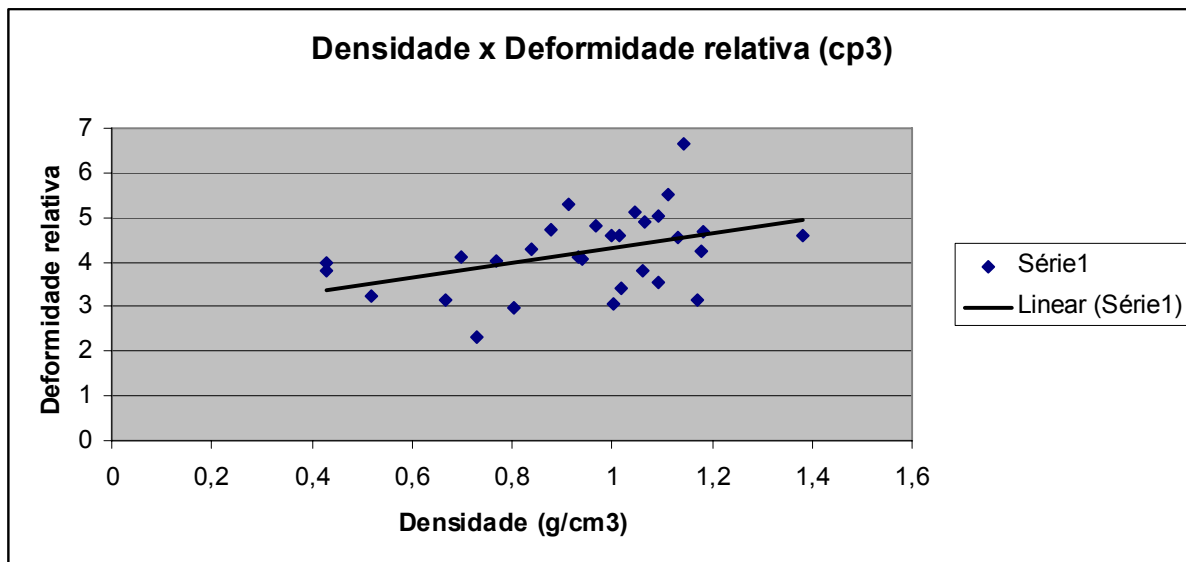


Gráfico 10 - Variação da deformidade relativa dos corpos de prova trabeculares distais (cp3) em função da densidade desses corpos

O gráfico 11 ilustra a variação da deformidade relativa dos corpos de prova compactos medial (cp4M) em função da densidade desses corpos.

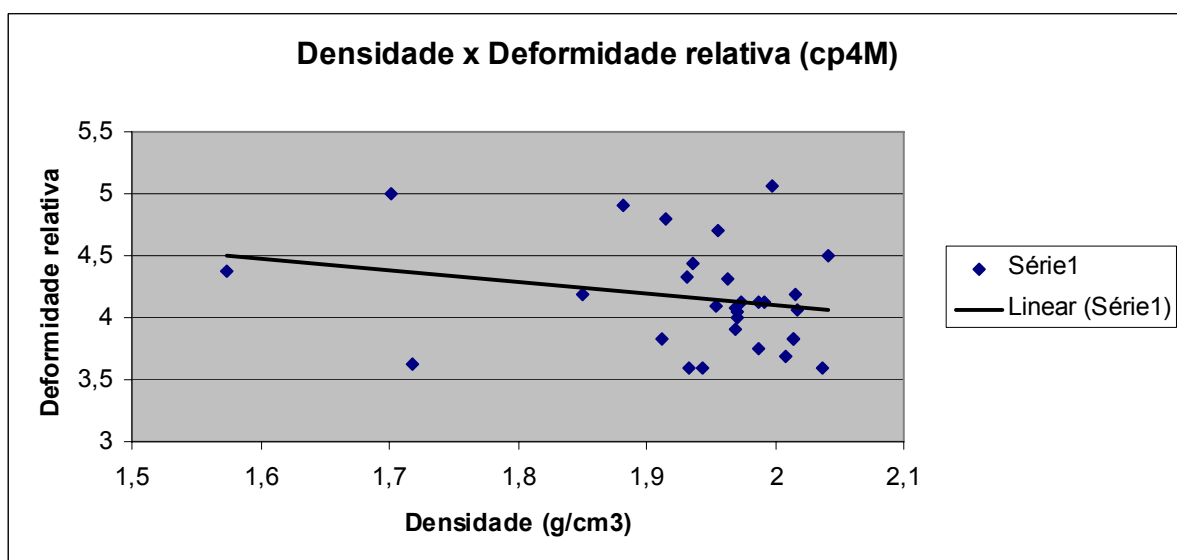


Gráfico 11 - Variação da deformidade relativa dos corpos de prova compactos medial (cp4M) em função da densidade desses corpos

O gráfico 12 ilustra a variação da deformidade relativa dos corpos de prova compactos lateral (cp4L) em função da densidade desses corpos.

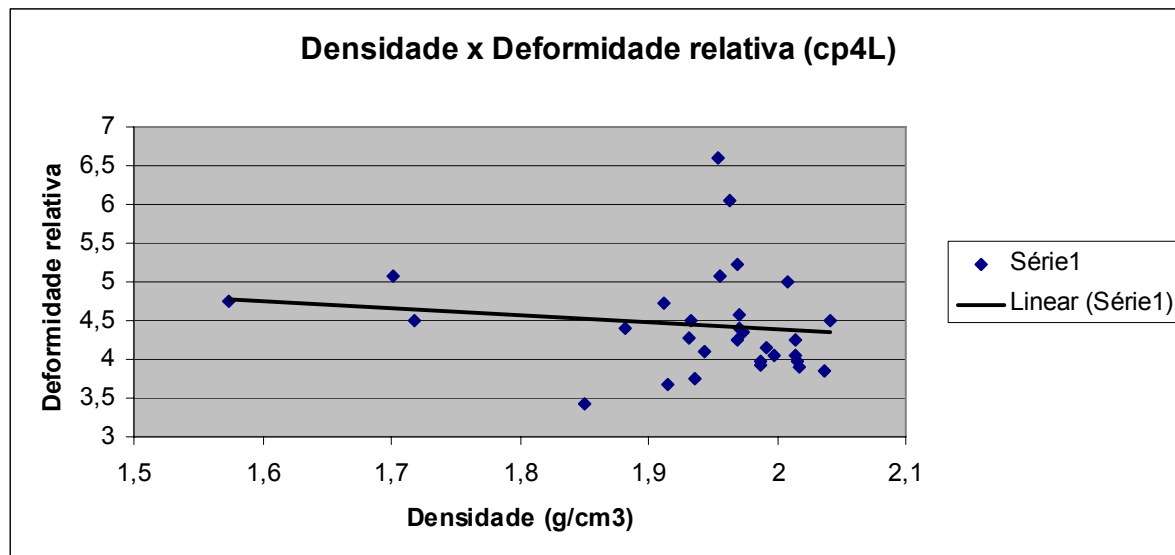


Gráfico 12 - Variação da deformidade relativa dos corpos de prova compactos lateral (cp4L) em função da densidade desses corpos

4.4 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA

Com o objetivo de avaliar a hipótese de os diferentes corpos de prova colhidos (diáfise inteira, corpo de prova cortical lateral e corpo de prova cortical medial) apresentarem as mesmas características, foram utilizados os testes de correlação e análise de variância.

A correlação é uma medida estatística que mede a relação entre duas variáveis quantitativas, situa-se dentro do intervalo de -1 a 1. As variáveis que apresentam correlação entre -0,3 e 0,3 apresentam correlação nula; as variáveis que apresentam correlação entre 0,3 e 0,5, e -0,3 e -0,5 apresentam correlação moderada; e as variáveis que apresentam correlação entre 0,5 e 1, e -0,5 e -1 apresentam alta correlação.

Para avaliar se os corpos de prova compactos mediais (cp4M) e laterais (cp4L) apresentaram as mesmas características foram feitas correlações entre a Tensão Máxima e Módulo de elasticidade desses corpos de prova. A correlação entre a

Tensão Máxima desses corpos de prova foi de 0,4323 e a correlação entre os Módulos de elasticidade foi de 0,2081.

Para avaliar se os corpos de prova trabeculares proximais (cp2) e ditais (cp3) apresentaram as mesmas características foram feitas correlações entre a Tensão Máxima e Módulo de elasticidade desses corpos de prova. A correlação entre a Tensão Máxima desses corpos de prova foi de 0,1686, enquanto a relação entre os Módulos de elasticidade foi de 0,0558.

Com o objetivo de avaliar se os corpos de prova diafisários (cp1) e compactos (cp4L e cp4M) apresentam as mesmas características também foram feitas correlações entre a Tensão Máxima e Módulo de elasticidade desses corpos de prova. As correlações entre os módulos de elasticidade dos corpos de prova diafisários (cp1) e os corpos de prova compactos Lateral (cp4L) foi de 0,0302, e a correlação entre os módulos de elasticidade dos corpos de prova diafisários (cp1) e os corpos de prova compactos medial (cp4M) foi de 0,0091.

Para avaliar se os corpos de prova trabeculares proximais (cp2) e ditais (cp3), e corpos de prova compacto medial (cp4M) e lateral (cp4L) apresentam os mesmos valores de densidade foram feitas correlações entre seus valores. A correlação entre a densidade dos corpos de prova trabeculares (cp2 x cp3) foi de 0,1921, enquanto a relação entre a densidade dos corpos de prova compactos (cp4M e cp4L) foi de 0,7624.

Para avaliar a hipótese de que os valores de tensão máxima, módulo de elasticidade e densidade apresentarem valores iguais entre os diferentes corpos de prova foi feito o teste de hipótese, em que a Hipótese de nulidade (H_0) propõe que os valores são iguais, enquanto que a hipótese alternativa (H_A) propõe que os valores não são iguais.

As tabelas 8, 9, 10 e 11 apresentam os resultados da análise de variância que é uma técnica estatística que subdivide a variabilidade total de um conjunto de dados em seus componentes. Estabelece se as medidas são estatisticamente diferentes ou não.

Tabela 8 - Coeficiente de correlação da tensão máxima e o módulo de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e mediais (cp4M) - São Paulo - 2007/2008

	Correlação n = 30	p-valor	Decisão
Tensão máxima (cp4L x cp4M)	r = 0,4323	p = 0,000079	Rejeita H ₀
Módulo de elasticidade (cp4L x cp4M)	r = 0,2081	p = 0,0113	Rejeita H ₀

OBS: Intervalo de Confiança de 95% e $\alpha = 0,05$

Tabela 9 - Coeficiente de correlação da tensão máxima e módulo de elasticidade dos corpos de prova trabeculares proximal (cp2) e distal (cp3) - São Paulo - 2007/2008

	Correlação n = 30	p-valor	Decisão
Tensão máxima (cp2 x cp3)	r = 0,1686	p = 0,0242	Rejeita H ₀
Módulo de elasticidade (cp2 x cp3)	r = 0,0558	p = 0,2088	Não rejeita H ₀

OBS: Intervalo de Confiança de 95% e $\alpha = 0,05$

Tabela 10 - Coeficiente de correlação dos módulos de elasticidade dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e medial (cp4M) com os corpos de prova diafisários (cp1) - São Paulo - 2007/2008

	Correlação n = 30	p-valor	Decisão
Módulo de elasticidade (cp1 x cp4L)	r = 0,0302	p = 0,3577	Não rejeita H ₀
Módulo de elasticidade (cp1 x cp4M)	r = 0,0091	p = 0,6155	Não rejeita H ₀

OBS: Intervalo de Confiança de 95% e $\alpha = 0,05$

Tabela 11 - Coeficiente de correlação das densidades dos corpos de prova compactos laterais (cp4L) e medial (cp4M) e dos corpos de prova diafisários trabeculares proximal (cp2) e distal (cp3) - São Paulo - 2007/2008

	Correlação n = 30	p-valor	Decisão
Densidade (cp4M x cp4L)	r = 0,7624	p = 0,85004	Não rejeita H ₀
Densidade (cp2 x cp3)	r = 0,1921	p = 0,0000000457	Rejeita H ₀

OBS: Intervalo de Confiança de 95% e $\alpha = 0,05$

A tabela 12 mostra os coeficientes de relação entre as densidades dos corpos de prova compactos e trabeculares com seus respectivos valores de módulo de elasticidade e tensão máxima no momento da fratura.

Tabela 12 - Coeficiente de correlação entre as densidades dos corpos de prova compactos (cp4L e cp4M) e trabeculares (cp2 e cp3) com seus respectivos valores de tensão máxima e módulo de elasticidade no momento da fratura - São Paulo - 2007/2008

	Tensão máxima (Mpa)	Módulo de elasticidade (Mpa)
cp2	R = 0,63	R = 0,59
cp3	R = 0,58	R = 0,60
cp4L	R = 0,67	R = 0,46
cp4M	R = 0,66	R = 0,53

OBS: Intervalo de Confiança de 95% e $\alpha = 0,05$

5 DISCUSSÃO

No presente estudo foram avaliadas as principais propriedades biomecânicas de amostras de diferentes partes do terceiro metacarpiano eqüino, submetidas a cargas compressivas, com objetivo de compreender melhor a estrutura e as propriedades mecânicas do tecido ósseo. Realizou-se o teste de flexão em três pontos utilizando o osso terceiro metacarpiano com o objetivo de determinar suas propriedades biomecânicas a partir deste teste.

Como relatado por Nordin e Frankel (2001), a utilização de estruturas ósseas inteiras podem ser utilizadas em ensaios biomecânicos quando o objetivo é a avaliação biomecânica de um determinado osso intacto ou após a colocação de algum implante. Como o objetivo proposto foi avaliar o tecido ósseo, e não o osso inteiro, optou-se pela utilização de pequenas amostras de tecido ósseo (corpos de prova) nos testes de compressão, evitando dessa forma a influência da complexa geometria óssea na distribuição de forças. Além de possibilitar a avaliação do tecido ósseo, a utilização de amostras permitiu a análise comparativa do tecido ósseo de diferentes partes do terceiro metacarpiano.

Quando se comparou a resistência dos corpos de prova corticais (cp4L e cp4M) com os corpos de prova trabeculares (cp2 e cp3) observou-se que os corpos de prova trabeculares resistem a tensões de 13% a 26% das tensões submetidas aos corpos de prova compactos no momento da fratura, e essa grande variação se deve ao fato de nesse estudo os corpos de prova serem coletados em diferentes locais do terceiro metacarpiano. Esses valores contradizem aos valores relatados por Ranh (1999) que relatam tensões inferiores a 10%.

Durante a confecção dos corpos de prova foi possível verificar a olho nu diferenças de porosidade entre os corpos de prova trabeculares proximal e distal. Essa diferença se confirmou quando da avaliação das densidades desses corpos de prova. Como observado por Carter e Spengler (2002) a densidade do tecido ósseo apresenta grande correlação com as propriedades biomecânicas do tecido ósseo trabecular e, esse fato foi observado quando se comparou a tensão máxima entre os corpos de prova trabeculares proximal e distal (cp2 e cp3), sendo que os corpos de prova trabeculares distais apresentaram-se estatisticamente mais densos e

resistiram a uma tensão máxima no momento da fratura estatisticamente maior que os corpos de prova trabeculares proximais.

Quando se avaliou a variação do módulo de elasticidade com a densidade dos corpos de prova trabeculares (cp2 e cp3), observou-se que mesmo com as diferentes densidades dos corpos de prova entre esses dois grupos, não houve variação do módulo de elasticidade. Isso indica que outros fatores, além da densidade, também influenciam nas propriedades biomecânicas do tecido ósseo, como observado por Getty (1986) e Lawrence (1994). Essa mesma evidência é observada quando se avalia o corpo de prova compacto lateral (cp4L) e medial (cp4M), pois apresentam densidades estatisticamente iguais e tensão máxima e módulo de elasticidade estatisticamente diferentes.

Durante a vida do animal os ossos sofrem constantes mudanças em sua estrutura para se adaptarem aos padrões de carga sofridos durante os exercícios. Como visto por Davies (2008), o osso terceiro metacarpiano apresenta diferenças entre a espessura do córtex medial e lateral, e essas espessuras variam com a quantidade e intensidade de exercício. Além dessa diferença de espessura, no presente trabalho pode-se observar que também há diferenças nas propriedades biomecânicas do tecido ósseo entre o córtex lateral e medial (cp4L e cp4M). Isso indica que a estrutura óssea se adapta às cargas sofridas de diferentes maneiras, tanto nas propriedades do tecido ósseo quanto no formato dos ossos de modo a suportar melhor essas cargas.

Mesmo havendo diferenças entre esses corpos de prova compactos lateral (cp4L) e medial (cp4M), quando se comparou separadamente esses corpos de prova com o corpo de prova diafisário (cp1) observou-se que estatisticamente eles apresentam o mesmo módulo de elasticidade e, dessa forma, pode-se utilizar uma pequena amostra de osso compacto colhida na região diafisária para se avaliar o tecido ósseo de toda região diafisária.

Durante o estudo do efeito da densidade dos corpos de prova com a tensão máxima que esses corpos resistem no momento da fratura e o módulo de elasticidade, observou-se que quanto maior a densidade, maior é a tensão suportada pelo corpo de prova e maior é o módulo de elasticidade, como observado por Carter e Spengler (2002).

Os resultados obtidos quando da avaliação da correlação entre a variação do módulo de elasticidade com a variação da densidade dos corpos de prova

trabeculares corroboram com os estudos de Clark (2004), que observou a existência de uma correlação estatística de aproximadamente 0,55 entre a variação do módulo de elasticidade e a variação da densidade.

O teste de flexão em três pontos com osso inteiro foi importante, pois permitiu a avaliação do osso terceiro metacarpiano. O referido osso suportou uma tensão máxima média de 204,59 Mpa e apresentou módulo de elasticidade de 5226,76 Mpa. Os valores de módulo de elasticidade são maiores que os relatados por Bynun et al. (1971) que relataram 12GPa de módulo de elasticidade. Essas diferenças podem ocorrer devido a diferenças na metodologia, como, por exemplo, diferenças na velocidade de aplicação da carga e distância entre os apoios.

O presente trabalho colaborou para a determinação das propriedades biomecânicas dos ossos terceiro metacarpianos dos eqüinos criados no Brasil submetidos ao clima, manejo alimentar e trabalho característicos de nosso país e possibilitam um posterior confronto com outros estudos.

6 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos, podemos concluir que:

- Na região diafisária o osso compacto na superfície medial é diferente da superfície lateral, sendo que o osso compacto na região medial apresenta tensão máxima e módulo de elasticidade maiores que o osso compacto na região lateral.

- Os corpos de prova trabeculares proximal e distal apresentam módulos de elasticidades iguais, porém os corpos de prova trabeculares distal (cp3) resistem a uma tensão máxima no momento da fratura maior que os corpos de prova trabeculares proximais (cp2).

- Quanto maior a densidade maiores são os valores de tensão máxima no momento da fratura e maior é o módulo de elasticidade.

- A utilização de pequenas amostras para avaliar o tecido ósseo em diferentes regiões do terceiro metacarpiano eqüino é de fácil realização e possibilita a análise das propriedades biomecânicas de várias regiões do osso, sem a interferência da geometria óssea.

REFERÊNCIAS

BYNUM, D. JR., GRIFFITH S. K., BOYD, C. L., RAY, D. R. Flexure analysis of installed internal fixation plates in compression. **American Journal of Veterinary Research**, v. 32, n. 1 , p. 1457-1462, 1971.

BYNUM, D. JR., LEDBETTER, W. B., BOYD, C. L., RAY, D. R. Flexural properties of equine metacarpus. **Journal Biomedicine Material Research**, v. 5, p. 63-79, 1971.

CARTER, D. R.; SPENGLER, D. M. Biomechanics of fracture. In: Sumner-Smith, G. **Bone in Clinical Orthopaedics**, 2002, p. 261-286.

DAVIES, H. M. S., WATSON, K. M. Third metacarpal bone laterality asymmetry and midshaft dimensions in Thoroughbred racehorses. **Australian Veterinary Journal**, v. 83, n. 4, p. 224 – 226, 2008.

DYCE, K. M.; SACK, W. O. WENSING C. J. G. Aparelho locomotor. In: **Tratado de anatomia veterinária**. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan, 2004a, p. 32-99.

DYCE, K. M.; SACK, W. O. WENSING C. J. G. Membro torácico equino. In: **Tratado de anatomia veterinária**, 2004b, p. 553-590.

EL SHORAF, W. M.; FEASTER, J. P., OTT E. A. Horse metacarpal bone: ash content, cortical area and failure stress interrelationships. **Journal of Animal Science**, v. 49, n. 4, p. 979-82, 1979.

GLADE, M. J.; LUBA, N. K.; SCHRYVER, H. F. Effects of age and diet on development of mechanical strength by third metacarpal and metatarsal bones of young horses. **Journal of Animal Science**, v. 63, p.1432-1444, 1986.

GETTY, R. Osteologia. In: ----- . **Anatomia dos animais domésticos**. 5. ed. 1986. p. 19-33.

HANSON, P. D.; MARKEL, M. D.; RAY, V. JR. Diaphyseal structural properties of equine long bones. **American Journal of Veterinary Research**, v. 56, n. 2, p. 233-240, 1995.

LAWRENCE, L. A., OTT, E. A., MILLER, G. J., POULOS, P. W., PIOTROWSKI, G., ASQUITH, R. L. The mechanical properties of equine third metacarpals as affected by age. **Journal of Animal Science**, v. 72, p. 2617-2623, 1994.

LÊS, C. M.; STOVER, S. M.; TAYLOR, K. T.; KEYAK, J. H.; WILLITS, N. H. Ex vivo simulation of in vivo strain distributions in the equine metacarpus. **Equine Veterinary Journal**, v. 30, n. 3, p. 260-266, 1998.

MARKEL, M. D. Fracture biomechanics. In: NIXON, A. J. **Equine fracture repair**. 1996. p.10-18.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H., Biomechanics of bone In: BURSTEIN, A. H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. p. 450.

RANH, B. A. Fracture biology, mechanics, and healing. In: AUER, J. A. & STICK, J. A.: **Equine Surgery**. St. Louis: Saunders Elsevier, 2. ed. 1999. p. 629-635.

SHERMAN, K. M.; MILLER, G. J.; WRONSKI, T. J.; COLAHAN, P. T.; BROWN, M.; WILSON, W. The effect of training on equine metacarpal bone breaking strength. **Equine Veterinary Journal**, v. 27, n. 2, p. 135-139, 1995.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânico de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos**. São Paulo: Edgard Blucher, 1982.